



**Diogo Santos Marques**

Licenciado em Ciências da Engenharia Mecânica

**Desenvolvimento de um sensor para  
utilização em fixadores externos em  
ortopedia**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. António Paulo Vale Urgueira

Co-Orientador: Prof. Dr. Raquel A. S. Brás de Almeida



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Junho 2015**



Desenvolvimento de um sensor para utilização em fixadores externos em ortopedia

Copyright © 2015 Diogo Santos Marques

Faculdade Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa tem o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



# AGRADECIMENTOS

Agradeço a todo o corpo docente que me auxiliou no desenvolvimento desta dissertação, com importante destaque para o meu orientador e co-orientadora, professor António Urgueira e professora Raquel Almeida.

Um agradecimento especial ao meu pai Carlos, mãe Maria Luísa, irmã Carla, avó Hermínia, avô Carlos e namorada Ana Rute, pelo apoio incondicional, pela educação e ensinamentos que me transmitiram. Fizeram de mim a pessoa que sou e deram-me a oportunidade de poder seguir os meus sonhos.

Aos meus colegas da “Geração 09” pela amizade e acompanhamento durante o meu período universitário, ao Pedro Riscado e também a todos aqueles que de algum modo fizeram parte da minha formação académica.



# RESUMO

Nesta dissertação é apresentada a metodologia adoptada no desenvolvimento de um sensor capaz de monitorizar a evolução da consolidação óssea proveniente de patologias tratadas com a utilização de aparelhos de fixação externa.

O sensor tem como finalidade medir o deslocamento relativo entre os componentes do fixador externo que são proporcionais aos níveis de consolidação do osso. Surge como alternativa aos processos convencionais (raios-X, ultra-sons, etc.) que não possibilitam a detecção de imperfeições no processo de regeneração óssea numa fase precoce.

Uma análise a vários materiais e geometrias revelaram que um sensor fabricado em latão e sob a forma de anel, após uma deformação de compressão de 4 *mm*, era capaz de satisfazer as necessidades do projecto.

O registo da evolução óssea é realizado utilizando o sensor, no qual foram inseridos um conjunto de quatros extensómetros, dispostos num circuito de ponte completa de Wheatstone, cuja leitura é efectuada em função da deformação sofrida pelo anel.

Este documento descreve o processo e a evolução dos resultados do sensor, quando implementado num modelo físico que tenta reproduzir um caso de fractura real. Os resultados obtidos através de ensaios de compressão quasi-estáticos, comprovam que o sensor de ortopedia é capaz de oferecer informações úteis no tratamento de problemas do foro ortopédico.

# PALAVRAS-CHAVE

Sensor de ortopedia, Monitorização óssea, Extensómetros, Anel dinamométrico





# **ABSTRACT**

This paper presents the methodology used on the creation of a sensor capable of monitoring the progression from bone pathologies treated by external fixation devices.

The sensor is intended to measure relative displacements between the components of external fixators that are proportional to the bone consolidation levels. It appears as an alternative to conventional methods (x-rays, ultrasounds, etc) that do not detect imperfections during the bone healing process at an early stage.

An analysis of different materials and geometries showed that a ring-shaped sensor made out of brass, following a 4mm deflection, fulfilled the requirements of this project. It was attached four strain gauges to the ring, which were arranged in full Wheatstone bridge circuit. Moreover it describes the process and evolution of the sensor results, when deployed in a physical model, which attempt to reproduce a real case/situation fracture. The results obtained by quasi-static compression tests prove that the orthopedic sensor is able to provide useful information in the treatment of orthopedic disorders.

## **KEY-WORDS**

Orthopedic sensor, Bone healing monitoring, Strain gages, ring shaped sensor



# SIMBOLOGIA

## Latim

$A$	Área da secção transversal
$b$	Comprimento da base do rectângulo
$C_1$	Deslocamento residual do sensor de deslocamentos
$C_2$	Carga residual do sensor de carga
$C_3$	Deslocamento residual do sensor de ortopedia
$E$	Módulo de elasticidade
$F$	Força
$g$	Aceleração gravítica
$h$	Altura do rectângulo
$I$	Intensidade de corrente eléctrica
$I_x$	Segundo momento de área (eixo $x$ )
$I_y$	Segundo momento de área (eixo $y$ )
$J_0$	Segundo momento polar de área
$l$	Largura
$L$	Comprimento inicial
$\Delta L$	Variação de comprimento
$m$	Pré-tensão
$p^{carga}$	Valor registado pelo sensor de carga durante o ensaio de carga
$p^{descarga}$	Valor registado pelo sensor de carga durante o ensaio de descarga
$P$	Valor registado pelo sensor de carga
$r$	Raio
$R$	Resistência eléctrica
$\Delta R$	Variação da resistência eléctrica
$R^2$	Coefficiente de determinação (estatística)
$S$	Factor do extensómetro
$t$	Espessura
$U$	Tensão eléctrica
$V_{in}$	Tensão de entrada ou de excitação
$V_{out}$	Tensão à saída

## Grego

$\delta_F$	Deformação máxima do anel provocada por uma força F
$\delta_{desloc.}^{carga}$	Deformação das lâminas do sensor de deslocamento durante o ensaio de carga
$\delta_{desloc.}^{descarga}$	Deformação das lâminas do sensor de deslocamento durante o ensaio de descarga
$\delta_{desloc.}$	Deformação das lâminas do sensor de deslocamento
$\delta_{ortop.}^{carga}$	Deformação do sensor de ortopedia durante o ensaio de carga
$\delta_{ortop.}^{descarga}$	Deformação de ortopedia durante o ensaio de descarga
$\delta_{ortop.}$	Deformação do sensor de ortopedia
$\varepsilon$	Extensão
$\varepsilon_{max}$	Extensão máxima do anel provocado por uma força F
$\theta$	Ângulo no anel
$\rho$	Resistividade
$\sigma$	Tensão
$\sigma_{VM}$	Tensão de Von Mises

## Abreviaturas

FCT-UNL	Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa
LVDT	Linear Variable Differential Transformer
AC	Corrente alterna
DC	Corrente contínua

# ÍNDICE

Agradecimentos .....	v
Resumo.....	vii
Palavras-chave .....	vii
Abstract .....	ix
Key-words.....	ix
Simbologia .....	xi
Lista de figuras .....	xv
Lista de tabelas.....	xviii
1 – INTRODUÇÃO .....	1
1.1 – Motivação.....	1
1.2 – Objectivos.....	2
1.3 – Acompanhamento convencional .....	5
1.4 – Enquadramento histórico.....	6
1.5 – Fixadores de Ilizarov .....	7
1.6 – Modelo em laboratório .....	8
1.7 – Fundamentos teóricos.....	9
1.8 – Estado da arte .....	10
1.8.1 – Hexapod.....	10
1.8.2 – Fraktometer.....	11
2 – FIXADOR EXTERNO – MODELO NUMÉRICO .....	13
2.1 – Introdução.....	13
2.2 – Descrição do modelo numérico .....	14
2.2.1 – Componentes metálicos.....	15
2.2.2 – Componentes ósseos.....	18
2.3 – Metodologia.....	20
2.4 – Resultados .....	22
3 – SENSOR – MODELO NUMÉRICO .....	25
3.1 – Introdução.....	25
3.2 – Sensores de deslocamento/posição.....	26
3.2.1 – LVDTs.....	26
3.2.2 – Extensometria eléctrica de resistência .....	27
3.3 – Fundamentos de extensometria .....	29
3.3.1 – Resistência eléctrica .....	29

3.3.2	– Ponte de Wheatstone .....	30
3.4	– Modelo Numérico Sensor de Ortopedia (Dinamómetro) .....	32
3.4.1	– Anel de carga e Validação numérica .....	33
3.4.2	– Comparação de modelos.....	38
3.5	– Anel de latão.....	44
3.5.1	– Estudo dimensional .....	44
3.5.2	– Optimização do anel .....	46
4	– SENSOR – CONSTRUÇÃO E ENSAIO EXPERIMENTAL.....	51
4.1	– Introdução.....	51
4.2	– Programa de aquisição de dados.....	54
4.3	– Calibração.....	59
4.3.1	– Sensor de deslocamento .....	59
4.3.2	– Sensor de Carga.....	60
4.4	– Obtenção do anel.....	63
4.5	– Resultados experimentais .....	64
4.6	– Extensómetros .....	69
4.6.1	– Colagem.....	69
4.6.2	– Ligação em ponte de Wheatstone e calibração.....	72
4.7	– Fixação do sensor .....	75
5	– FIXADOR + SENSOR – ENSAIO EXPERIMENTAL .....	79
5.1	– Ensaio 1 .....	80
5.2	– Ensaio 2 .....	82
5.3	– Ensaio 3 .....	84
5.4	– Ensaio 4.....	85
5.5	– Conclusão .....	87
6	– CONCLUSÃO E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS.....	91
	Referências bibliográficas .....	93
	Anexo A – Programa LabView.....	I

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 Etapas da evolução do calo ósseo [3] .....	3
Figura 1.2 Fixador de Ilizarov FCT-UNL.....	7
Figura 1.3 Dimensões do modelo experimental.....	8
Figura 1.4 Sensor "Hexapod" [4] .....	10
Figura 1.5 Sensor "Fraktometer" [5] .....	11
Figura 2.1 Comparação entre a) Modelo Real e b) Modelo Numérico .....	14
Figura 2.2 Vista superior do fixador de Ilizarov e posicionamento dos elementos .....	15
Figura 2.3 Elemento viga (BEAM4), localização dos nós e sistema de coordenadas [9] .....	16
Figura 2.4 Elemento barra (LINK8,) localização dos nós e sistema de coordenadas [9] .....	16
Figura 2.5 Modelo numérico, numeração nodal e condições de fronteira (a vermelho).....	20
Figura 2.6 Evolução da consolidação óssea com o aumento percentual do módulo de elasticidade .....	21
Figura 2.7 Deslocamentos relativos ao longo do processo de consolidação a 1 cm do osso	22
Figura 2.8 Valores médios da evolução dos deslocamentos interfragmentários [12] .....	23
Figura 3.1 Diagrama esquemático do LVDT .....	26
Figura 3.2 Configuração básica de um extensómetro [14].....	27
Figura 3.3 Ponte completa de Wheatstone com extensómetros [18] .....	31
Figura 3.4 Parâmetros dimensionais do anel de carga [18].....	33
Figura 3.5 a) Discretização do Anel b) Detalhe na zona refinada.....	35
Figura 3.6 Condições de fronteira impostas ao anel .....	36
Figura 3.7 Deformação máxima para $F = 100 \text{ N}$ .....	37
Figura 3.8 Extensão máxima (segundo o eixo global Y) para $F = 100 \text{ N}$ .....	37
Figura 3.9 Representação do a) Perfil em "S" e b) do Meio Anel .....	38
Figura 3.10 Malha gçada para o a) Meio Anel e b) Perfil em "S" .....	39
Figura 3.11 Tensões de Von Mises no anel .....	40
Figura 3.12 Extensões na direcção Y no anel .....	40
Figura 3.13 Tensões de Von Mises no meio-anel .....	41
Figura 3.14 Extensões na direcção Y no meio-anel.....	41
Figura 3.15 Tensões de Von Mises no perfil em "S" .....	42
Figura 3.16 Extensões na direcção Y no perfil em "S" .....	42
Figura 3.17 Influência do raio no anel de aço inoxidável ( $t = 0,7 \text{ mm}$ ) .....	43

Figura 3.18 Influência do raio no anel de latão ( $t = 0,7 \text{ mm}$ ).....	44
Figura 3.19 Influência da espessura no anel de latão ( $r = 20 \text{ mm}$ ) .....	45
Figura 3.20 Ensaios de compressão com 2 mm de deformação (Tensões de Von Mises)....	47
Figura 3.21 Anel e sistema de alívio de tensões (em mm).....	47
Figura 3.22 Distribuição de extensões junto do furo com 2 mm de diâmetro .....	49
Figura 3.23 Distribuição de extensões junto do furo com 4 mm de diâmetro .....	49
Figura 3.24 Extensão segundo o eixo global Y para o anel com quatro furos .....	50
Figura 3.25 Dimensões geometria e dimensões finais para o anel.....	50
Figura 4.1 Prensa mecânica/Máquina de ensaios.....	52
Figura 4.2 Sensor de deslocamento e micrómetro de calibração .....	53
Figura 4.3 Sensor de carga e pesos de calibração .....	53
Figura 4.4 NI USB-9162 e NI 9237 da National Instruments.....	54
Figura 4.5 Fluxograma do funcionamento do programa desenvolvido em LabView .....	55
Figura 4.6 Comandos da etapa 1 do programa em LabView .....	56
Figura 4.7 Comandos da etapa 2 do programa em LabView .....	56
Figura 4.8 Comandos da etapas 3 e 4 do programa em LabView.....	57
Figura 4.9 Comandos da etapas 5 e 6 do programa em LabView.....	57
Figura 4.10 Comandos da etapas 7 e 8 do programa em LabView.....	58
Figura 4.11 Curva de calibração do sensor de deslocamento .....	59
Figura 4.12 Curva de calibração do sensor de carga.....	61
Figura 4.13. Processo de sangramento no torno mecânico .....	63
Figura 4.14 Resultados ensaio de compressão para o anel sem furos .....	64
Figura 4.15 Comparação dos resultados experimentais e numéricos para o anel sem furos.	65
Figura 4.16 Resultados ensaio de compressão para o anel com quatro furos .....	66
Figura 4.17 Regime linear elástico do anel previamente deformado (4 mm) .....	67
Figura 4.18 Esquematização dos resultados obtidos.....	68
Figura 4.19 Posicionamento dos extensómetros e terminais.....	70
Figura 4.20 Método de posicionamento durante a colagem.....	70
Figura 4.21 Anéis após a colagem dos extensómetros e ligação em ponte de Wheatstone ..	71
Figura 4.22 Localização dos extensómetros no anel.....	72
Figura 4.23 a) Cor da cabolagem na ligação em Ponte completa de Wheatstone b) ligação ao módulo de aquisição de dados .....	73
Figura 4.24 Curva de calibração do sensor de ortopedia .....	73
Figura 4.25 Elementos de ligação e respectivas dimensões.....	75
Figura 4.26 Vista explodida do anel e restantes elemento de ligação.....	76
Figura 4.27 Montagem do sensor de ortopedia.....	77
Figura 5.1 Máquina de ensaios com novo cabeçote para a realização dos ensaios finais.....	80



Figura 5.2 Gráfico de resultados do Ensaio 1 .....	81
Figura 5.3 Deformação máxima atingida durante o Ensaio 1 .....	81
Figura 5.4 Cortiça inserida na zona de fractura .....	82
Figura 5.5 Gráfico de resultados do Ensaio 2 .....	83
Figura 5.6 Aglomerado de borracha inserido na zona de fractura .....	84
Figura 5.7 Gráfico de resultados do Ensaio 3 .....	84
Figura 5.8 Porca metálica inserida na zona de fractura.....	85
Figura 5.9 Gráfico de resultados do Ensaio 4 .....	86
Figura 5.10 Gráfico de resultados do Ensaio 4 (ampliado).....	86
Figura 5.11 Sobreposição dos resultados dos ensaios 1, 2, 3 e 4 .....	87
Figura 5.12 Comparação entre resultados numéricos e experimentais .....	88

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 Principais características de cada tecnologia.....	12
Tabela 2.1 Propriedades geométricas dos componentes metálicos.....	18
Tabela 2.2 Propriedades geométricas dos componentes ósseos.....	19
Tabela 3.1 Parâmetros geométricos para o anel.....	34
Tabela 3.2 Propriedades do material sensor de carga, aço inoxidável [21] .....	34
Tabela 3.3 Resultados analíticos e numéricos na validação de resultados.....	36
Tabela 3.4 Resultado do ensaio de compressão para os diferentes perfis.....	39
Tabela 3.5 Parâmetros geométricos para o anel de latão .....	46

# **1 – INTRODUÇÃO**

## **1.1 – Motivação**

Este projecto teve origem numa solicitação que o serviço de ortopedia do Hospital Garcia de Orta apresentou aos docentes do Núcleo de Mecânica Estrutural do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL).

A ideia, de carácter inovador, nasce da necessidade de obtenção de dados que permitam quantificar a evolução da consolidação óssea de lesões ortopédicas, contribuindo para otimizar o processo de recuperação de lesões ortopédicas.

O desenvolvimento do sensor de ortopedia surge como uma ponte de ligação entre conceitos presentes nas áreas da engenharia e da medicina, contribuindo para o estudo de estruturas biológicas através de sistemas mecânicos.

A biomecânica, uma área da Engenharia Mecânica, adopta um papel importante a nível social e pessoal, ajudando a promover meios que auxiliem a resolução de problemas de saúde com impacto directo na qualidade de vida da sociedade em geral.

## 1.2 – Objectivos

A presente dissertação de mestrado tem como principal objectivo o estudo e o desenvolvimento de um sensor de ortopedia para aplicação em fixadores externos para monitorização da evolução de consolidação óssea.

Este sensor surge como um processo alternativo aos métodos correntes (sub-capítulo 1.3) no acompanhamento de pessoas sujeitas a este tipo de intervenções. O controlo da consolidação óssea através deste novo sensor pode ter um grande impacto na redução da exposição aos raios-X, contribuindo para um aumento da qualidade de vida dos pacientes, redução do tempo de recuperação e detecção de eventuais problemas.

Os fixadores externos, como por exemplo os fixadores de Ilizarov, são estruturas metálicas de uso exterior usadas na medicina para o tratamento de deformações/problemas ósseos. Podem ser usados para alongar ossos, corrigir deformidades angulares ou rotacionais, imobilizar fracturas, entre outras patologias de origem regenerativa ou traumática [1].

Este sensor é concebido para actuar em dois campos que, apesar da sua proximidade física, desempenham papéis distintos e preponderantes para o bom sucesso desta tecnologia, são eles: o acompanhamento permanente ou de frequência diária, e a monitorização durante o acompanhamento médico.

Após a intervenção cirúrgica para a inclusão do fixador externo e durante o período de recuperação, o lesado deve submeter-se a sessões regulares de estímulo ósseo-regenerativo através da aplicação de cargas controladas sobre o membro lesionado.

Numa fase inicial as extremidades do osso começam a unir-se com a formação de uma ponte óssea através do arranjo de tecidos moles bastante vascularizados e de trabéculas ósseas. A evolução do processo de cicatrização (Figura 1.1) depende, em grande parte, de um fornecimento sanguíneo adequado, podendo a sua velocidade ser retardada devido a um abastecimento deficiente. A sua evolução depende ainda dos danos causados nos tecidos moles adjacentes, da presença de infecções e do grau de estabilidade.

Com as aplicações de cargas pretende-se perturbar a estrutura reconstituída, danificando parte das trabéculas ósseas e de alguns regenerados. Este procedimento recruta células com funções inflamatórias que ajudam no aparecimento de novas estruturas vasculares com capacidade de acelerar o processo regenerativo. Contudo, quando o estímulo é feito de forma descontrolada ou inadequada e o calo-ósseo é sobrecarregado, de tal forma que os danos causados são demasiado grandes, este perde capacidade de ossificação, atrasando ou até mesmo inibindo a consolidação da fractura. [2]

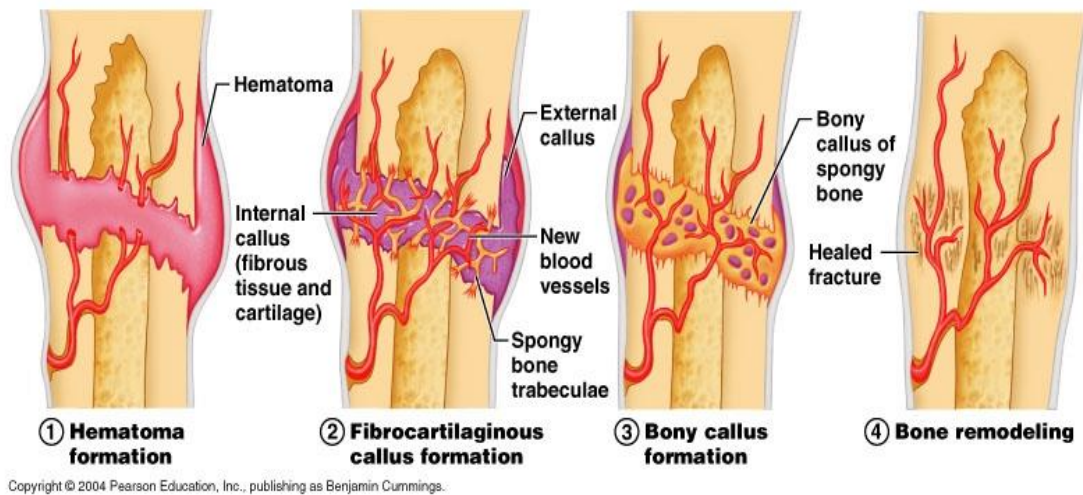


Figura 1.1 Etapas da evolução do calo ósseo [3]

Algumas fracturas, quando sobrecarregadas, podem evoluir para casos de não-união e tornarem-se falsas articulações designadas por pseudartroses. Segundo o Doutor Nuno Craveiro Lopes, chefe do serviço de ortopedia do Hospital Garcia de Orta, este fenómeno pode ocorrer quando as deformações relativas entre as duas extremidades do osso ultrapassam valores no intervalo de 1 – 2 mm.

O primeiro campo de aplicação do sensor, designado por acompanhamento permanente, tem o papel de controlar as deformações entre as duas extremidades do osso durante as sessões ósseo-regenerativas, garantindo que os valores acima referidos não sejam ultrapassados. O sensor fornece indicações ao paciente que o limite máximo admitido está prestes a ser atingido e que a zona lesada não deve ser solicitada com uma carga ainda maior. Através da aplicação deste sensor, o paciente consegue também ganhar sensibilidade no que diz respeito à carga colocada sobre o membro fracturado sem prejudicar o desenvolvimento do calo-ósseo, uma vez que, devido à inexistência de terminações nervosas nas estruturas ósseas, essa sensibilidade não pode ser adquirida através de sintomas dolorosos.

O segundo grande campo de aplicação ocorre durante as sessões médicas onde é feito o acompanhamento e a análise da evolução do calo ósseo. Em todas as sessões, o paciente é submetido a um teste onde, durante a solicitação do membro lesionado, é registada a força aplicada e o consequente deslocamento entre as extremidades do osso. Os dados registados em cada teste serão comparados com os dados antecedentes e avaliados segundo a sua evolução e o período do tratamento no qual se realizaram.

Os dados obtidos nessas sessões dão informações úteis sobre o estado de consolidação do calo-ósseo, informando acerca da sua evolução e permitindo determinar se os estímulos

realizados de forma autónoma e a actividade quotidiana do paciente estão a ter o impacto desejado na cicatrização.

Toda esta manipulação tem a sua importância devido à singularidade de cada caso. Para além do tipo de intervenção, do fixador externo adoptado e das suas características mecânicas, a evolução do calo-ósseo depende ainda de factores intrínsecos de cada sujeito como, por exemplo a idade, o estado de saúde geral e nutricional, e os seus hábitos (fumadores regulares têm cicatrizações mais lentas).

### **1.3 – Acompanhamento convencional**

Geralmente o processo de monitorização óssea é feito com recurso a radiografias. Os pacientes são sujeitos a sessões regulares com raios-X para acompanhamento da evolução da forma e intensidade do calo ósseo.

As propriedades mecânicas do calo ósseo são os principais factores para a tomada de decisões terapêuticas. No entanto, as radiografias não permitem quantificar tais propriedades. A subjectividade destas decisões depende fortemente da experiência e de critérios intrínsecos do cirurgião, tornando, por vezes, difícil o reconhecimento de eventuais problemas.

Em alguns casos, recorre-se à utilização de aparelhos de ultra-som para avaliar a densidade óssea do calo regenerado. Contudo, à semelhança dos raios-X, a avaliação segundo este processo depende fortemente da experiência do médico na utilização deste aparelho.

Toda a subjectividade envolta dos processos convencionais faz com que a detecção de problemas ocorridos durante o processo de regeneração óssea ocorra tardiamente. Muitas vezes, os sinais de uma eventual degeneração são perceptíveis quando se encontram numa fase avançada, dificultando a sua correcção [4], [5].

## 1.4 – Enquadramento histórico

Os primeiros casos de tratamento com recurso a fixadores externos foram realizados na União Soviética, pelas mãos do Dr. Gavril Abramovich Ilizarov (1921-1992), com a necessidade de tratar patologias ósseas provenientes da Segunda Guerra Mundial. Gavril Ilizarov, pioneiro na implementação de tais estruturas e consequentes metodologias associadas à sua utilização, tem o seu nome ligado à sua criação e a um tipo específico de fixadores externos, Ilizarov. Ele descobriu que, numa fractura, a separação gradual das extremidades, segundo condições mecânicas bem controladas, levava à formação de novos tecidos (osteogénese) permitindo que a regeneração óssea fosse feita de forma controlada [6].

Esta técnica revolucionária tornou-se popular na União Soviética na década de 60 após o tratamento bem-sucedido do recordista mundial de salto em altura Valery Brumel, da Rússia.

Mais tarde, em 1980, os aparelhos de Ilizarov tiveram a atenção dos países ocidentais com o tratamento do jornalista italiano Carlos Mauri. Tanto Carlos Mauri como Valery Brumel, antes da intervenção por parte de Gavril Ilizarov, foram sujeitos a tratamentos convencionais, todavia não alcançaram resultados satisfatórios.

Segundo alguns especialistas, a utilização da metodologia de Ilizarov quando aplicado em deformidades complexas, ao contrário dos métodos convencionais, não apresenta contra-indicações impostas pela magnitude ou complexidade das deformidades sendo, por vezes, o único meio de correcção [7].

A partir da década de 80 e com a globalização das técnicas desenvolvidas por Ilizarov, as suas estruturas e consequentes metodologias foram sofrendo alterações, também por parte de outros intervenientes, com o intuito de otimizar o processo de regeneração.

Actualmente, os fixadores externos de Ilizarov ainda têm uma forte aplicabilidade e relevância na resolução de problemas ósseos. Porém, estes também serviram de suporte para o aparecimento de novos aparelhos com diferentes componentes e características mas com semelhantes princípios de funcionamento que podem, em alguns casos, apresentar vantagens físicas, médicas, dimensionais ou até mesmo de carácter económico.



## 1.5 – Fixadores de Ilizarov

Os fixadores de Ilizarov são um tipo de fixadores externos e um dos mais populares usados na correcção de patologias ósseas. São aparelhos metálicos de uso externo e constituídos por componentes circulares (anéis), que envolvem os membros lesados, ligados entre si por varões roscados e ao osso por via de cabos tensionados e/ou cravos roscados que garantem o alinhamento, distanciamento e a estabilidade necessária.

Os fixadores de Ilizarov, constituídos geralmente por componentes em aço inoxidável, podem variar a sua geometria, tipo e número de componentes de caso para caso, dependendo da localização e complexidade do problema a tratar, evitando-se as estruturas nobres da zona lesada como, os músculos, nervos e vasos sanguíneos.

O principal objectivo da utilização deste mecanismo é garantir uma fractura estável e com as propriedades mecânicas ideais para o bom desenvolvimento do calo ósseo. Em casos de alongamento ósseo este aparelho também permite regular a distância entre os vários anéis [8][1].

Devido ao grande universo de fixadores, este projecto desenvolveu-se com base num modelo presente no laboratório de mecânica estrutural da FCT-UNL, representado na Figura 1.2, onde também se pode observar os seus vários componentes.

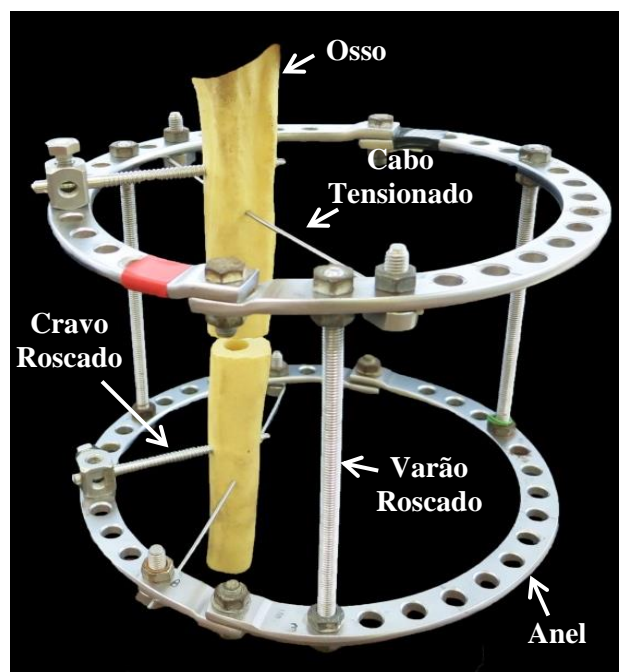


Figura 1.2 Fixador de Ilizarov FCT-UNL

## 1.6 – Modelo em laboratório

O modelo presente no laboratório retracts um simples caso onde um fixador de Ilizarov é aplicado no tratamento de uma fractura da tíbia.

O modelo é constituído por dois anéis ligados entre si através de três varões roscados. Cada um dos anéis está interligado com uma porção diferente de osso recorrendo a um cravo roscado e a um cabo tensionado. Segundo o Dr. Nuno Craveiro Lopes, o cabo tensionado que trespassa o osso, no acto da sua colocação, é pré-traccionado com uma força equivalente a  $110\text{ Kgf}$ , conferindo rigidez e estabilidade, não deixando de ser transversalmente elástico, que garante boas condições para o desenvolvimento ósseo.

Os anéis, distanciados  $12,5\text{ cm}$  um do outro, têm  $16,5\text{ cm}$  de diâmetro médio e exibem uma secção transversal aproximadamente rectangular com as dimensões de  $1,5\text{ cm}$  e  $0,5\text{ cm}$ , nas direcções horizontal e vertical, respectivamente.

Os varões roscados possuem um diâmetro de  $0,6\text{ cm}$  enquanto os elementos que fazem a ligação ao osso, os cravos e os cabos, têm  $0,5\text{ cm}$  e  $0,18\text{ cm}$  de diâmetro, respectivamente. As duas extremidades do osso encontram-se distanciadas de  $1\text{ cm}$ .

As dimensões do modelo estão apresentadas na Figura 1.3.

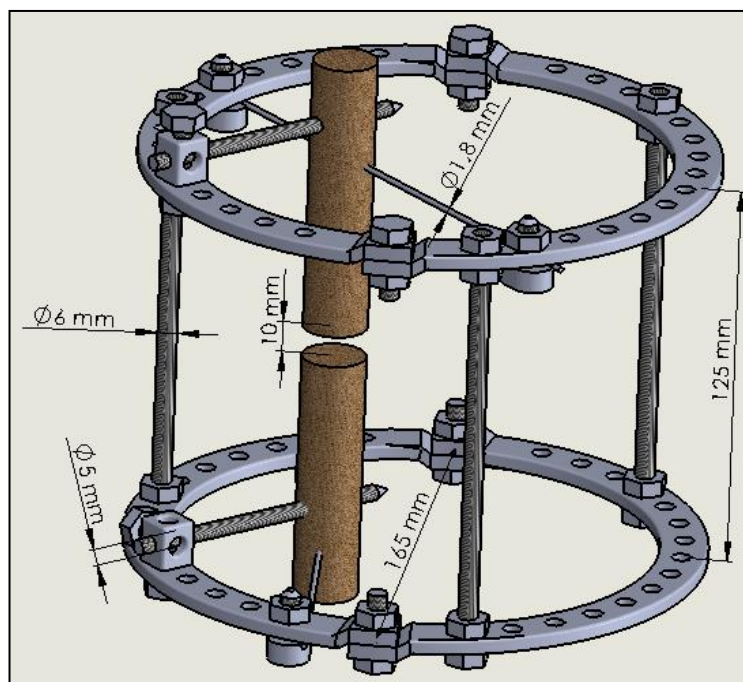


Figura 1.3 Dimensões do modelo experimental

## 1.7 – Fundamentos teóricos

Os fixadores externos funcionam como uma estrutura auxiliar que serve de ponte para manter a fractura imobilizada e aliviando-a de tensões, permitindo o movimento de todo o membro sem que a zona lesada seja penalizada.

No caso particular dos fixadores de Ilizarov, o anel superior, ligado à metade superior do osso, permite que as forças sejam transferidas através da estrutura metálica exterior (anéis e varões roscados), contornando, desta forma, a fractura. As forças são então transferidas para a metade inferior do osso através do anel inferior e do respectivo cabo e cravo roscado.

Para os casos em que estão presentes anéis intermédios, estes têm a função de manter os fragmentos ósseos no sítio correcto e de dar apoio estrutural à armação e ao osso.

Com o passar do tempo, os fragmentos ósseos inicialmente separados, começam a unir-se com o desenvolvimento do calo-ósseo. O seu desenvolvimento é acompanhado por um aumento gradual de rigidez que o torna capaz de suportar esforços cada vez maiores. Com essa evolução, o fixador de Ilizarov começa a partilhar os esforços com o calo-ósseo, sendo a sua capacidade máxima proporcional ao seu estado de consolidação. Num caso ideal, aquando da remoção da estrutura, os esforços até agora divididos pelo fixador externo e pelo osso, passam a ser suportados na totalidade pelo osso.

Os elementos que asseguram a ligação entre o exterior do membro e o seu interior (cabos traccionados e/ou cravos roscados), devido às suas características e aos esforços a que são sujeitos podem ser classificados como elementos flexíveis. Estes, como referido anteriormente, garantem estabilidade à estrutura óssea mantendo a zona lesada em condições propícias à regeneração óssea. No entanto, são transversalmente elásticos e não asseguram um sistema totalmente rígido e livre de deformações. São estas deformações, ou deslocamentos relativos entre diferentes componentes da estrutura, que pretendem ser medidos pelo sensor de ortopedia desenvolvido neste projecto.

É esperado que com a evolução da ocorrência, os deslocamentos em função da carga aplicada tenham um comportamento decrescente, fruto do aumento de rigidez do calo-ósseo que de forma gradual vai constringendo os deslocamentos entre elementos da parte superior e inferior do sistema.

## 1.8 – Estado da arte

As tecnologias para monitorização de calos-ósseos com fins ortopédicos apresentam, na sua maioria, princípios de funcionamento semelhantes. Os deslocamentos relativos entre componentes ligados a diferentes fragmentos do mesmo osso são medidos e posteriormente relacionados com a rigidez do calo, sendo o seu registo feito ao longo de todo o tratamento.

A diversidade de tecnologias surge associada à complexidade e aos métodos tecnológicos adoptados, bem como ao tipo de fixadores externos a que se destinam, resultando em vários modelos com características e aspectos distintos.

Nos anos de 2004 e 2005 foram desenvolvidos e testados na Alemanha dois tipos de sensores ortopédicos que, de acordo com as suas características e fins a que se destinam, foram designados de “Hexapod” e “Fraktometer”, respectivamente [4], [5].

Apesar do objectivo a que se destinam ser o mesmo, ambos diferem drasticamente nas suas características físicas e tecnológicas.

### 1.8.1 – Hexapod

O Hexapod (Figura 1.4), um sensor de carga tridimensional para uso em estruturas cujos componentes incluem anéis (como, por exemplo, os fixadores externos de Ilizarov), permite medir forças axiais e de corte, assim como momentos flectores e torsões, devido ao seu mecanismo que integra seis “pernas” independentes.



Figura 1.4 Sensor "Hexapod" [4]

No entanto, alterações à estrutura inicial são imprescindíveis para que este sensor seja montado e correctamente manipulado. Em vez de hastes longitudinais paralelas são introduzidos três pares de articulações ligadas entre si por seis elementos com arranjos triangulares, que funcionando de forma independente e de acordo com a cinemática do Hexapod, permitem que cada elemento contenha seis graus de liberdade e a possibilidade de realizar medições num campo tridimensional.

Devido às suas características físicas e para melhor conforto do paciente, este tipo de sensor é montado e desmontado em cada sessão de acompanhamento médico, com intervalos de duas a quatro semanas, uma vez que o uso dos elementos de medição e respectivos fios eléctricos não são compatíveis com as actividades quotidianas dos pacientes.

### 1.8.2 – Fraktometer

Por outro lado, o Fraktometer (Figura 1.5) é um sensor com aplicação em estruturas constituídas apenas ou maioritariamente por cravos roscados, que são elementos com alta resistência à flexão comparativamente, por exemplo, aos cabos traccionados e que garantem uma ligação estável com o osso.

O sistema de medição é constituído por um comparador electrónico (*Electronic gauge*) que, ligado entre dois cravos roscados, quantifica as variações do posicionamento entre estes dois elementos. O seu uso não acarreta alterações na estrutura que obriguem à remoção de quaisquer componentes.

Apesar da sua potencialidade para um acompanhamento permanente, concebido pelo seu fácil manuseamento e pela ausência de fios, este sensor foi usado apenas durante o acompanhamento médico à semelhança do Hexapod.



Figura 1.5 Sensor "Fraktometer" [5]

Em ambos os casos, os resultados foram satisfatórios e garantiram uma correlação significativa entre a curva de medições e o processo de consolidação óssea. Concluiu-se que o controlo do progresso de cicatrização pode ser acompanhado recorrendo a sistemas de medição, minimizando o uso de radiografias e as consequentes exposições dos doentes aos raios-X.

Estes sistemas também se revelaram ferramentas úteis na detecção de falhas regenerativas ainda no seu estado inicial e na escolha da melhor estratégia a adoptar nas diferentes fases do tratamento [4], [5].

Em baixo é apresentada uma tabela (Tabela 1.1) onde são indicadas as principais características de cada um dos sensores.

Tabela 1.1 Principais características de cada tecnologia

	<b>Fixador Ilizarov</b>	<b>Outro fixador</b>	<b>Medições 3D</b>	<b>Alterações estruturais</b>	<b>Medições consultas</b>	<b>Medições diárias</b>
<b>Hexapod</b>	x		x	x	x	
<b>Fraktometer</b>		x			x	
<b>Actual</b>	x	x			x	x

O sensor desenvolvido no âmbito desta dissertação, sensor “Actual”, diferencia-se dos restantes sensores através da sua versatilidade, adaptando-se a variados tipos de fixadores externos devido às suas características de ligação. Apesar do seu uso não impor alterações estruturais, que surge como um parâmetro do projecto, apresenta desvantagens em relação ao Hexapod que, por sua vez, possibilita uma monitorização tridimensional de toda a estrutura em vez de medições unidireccionais.

Uma acentuada melhoria é devida ao acompanhamento permanente do paciente nas sessões de estímulo ósseo-regenerativo. Para além de fornecer informação sobre a evolução do calo é também possível otimizar as sessões terapêuticas através da sua utilização.

## **2 – FIXADOR EXTERNO – MODELO NUMÉRICO**

### **2.1 – Introdução**

A modelação numérica tem sido alvo de evolução nas últimas décadas. Fruto da sua capacidade para resolução de problemas complexos nas mais diversas áreas de engenharia, é uma ferramenta importante na antevisão de comportamentos estruturais e aerodinâmicos que permite substituir ensaios experimentais e consequentemente diminuir os custos de investigação.

A complexidade dos fixadores externos de Ilizarov impede que o seu estudo seja feito exclusivamente através de métodos analíticos. Este facto, associado à dificuldade na obtenção de resultados práticos, levou à criação de um modelo numérico.

O modelo numérico, criado a partir do *software* ANSYS (software comercial de elementos finitos), pretende recriar, de forma simples, o modelo físico do fixador externo de Ilizarov presente no laboratório (apresentado anteriormente). Este modelo foi elaborado com o intuito de avaliar as zonas do fixador de maior potencialidade para albergar o sensor de ortopedia e perceber o seu comportamento estrutural ao longo de todo o processo de consolidação óssea.

## 2.2 – Descrição do modelo numérico

O modelo numérico pretende retratar o modelo físico apresentado no Capítulo 1, reportando para o efeito as dimensões e os valores referidos anteriormente.

No modelo real, os anéis, os cravos roscados e os cabos tensionados não se encontram no mesmo plano. No entanto, para o estudo numérico consideram-se estes componentes como estando no mesmo plano.

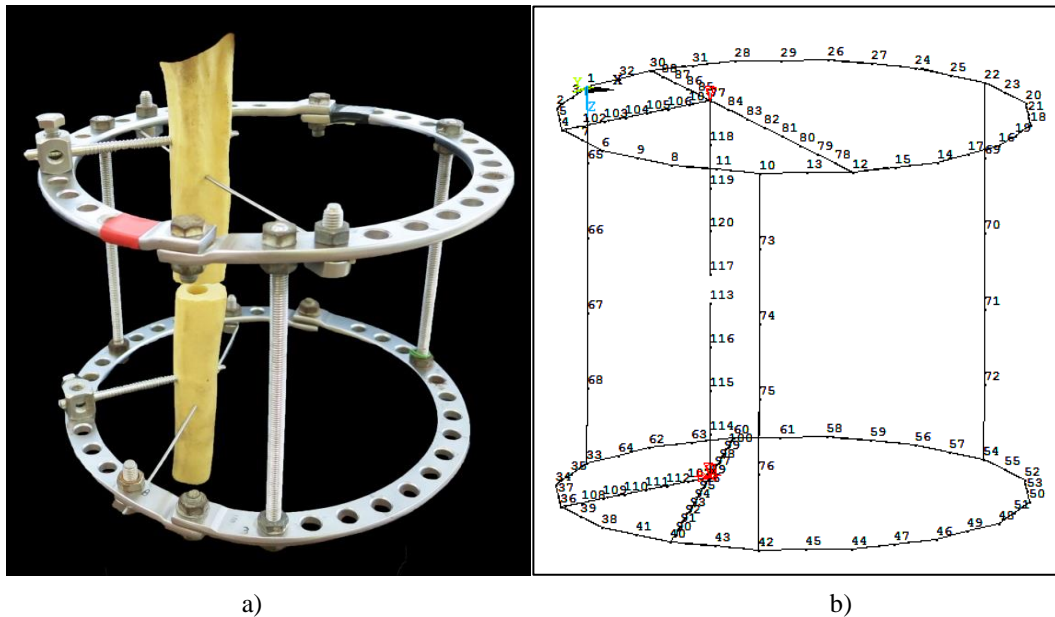


Figura 2.1 Comparação entre a) Modelo Real e b) Modelo Numérico

O método de resolução do programa informático utilizado, não permite elementos circulares, pelo que, os anéis foram modelados segundo segmentos de recta (elementos), obtidos pela divisão dos anéis em dezasseis partes iguais, como consta na Figura 2.1 e na Figura 2.2. Esta simplificação/alteração do modelo real para o modelo numérico levou a que a ligação dos componentes do sistema aos anéis se efectuasse na união dos segmentos de recta (nós) mais próximos do caso real.

Neste estudo consideram-se que os elementos com ligação ao osso (os cravos roscados e os cabos tensionados) como estando no mesmo plano e interceptando-se num único ponto, no interior do osso (Figura 2.2).

A discretização do sistema resultou num modelo numérico com um total de 120 nós e 127 elementos. Os cravos roscados e cabos tensionados tiveram especial destaque por serem os componentes com maiores deformações, como se verá posteriormente, contendo uma densidade nodal superior face aos restantes componentes.



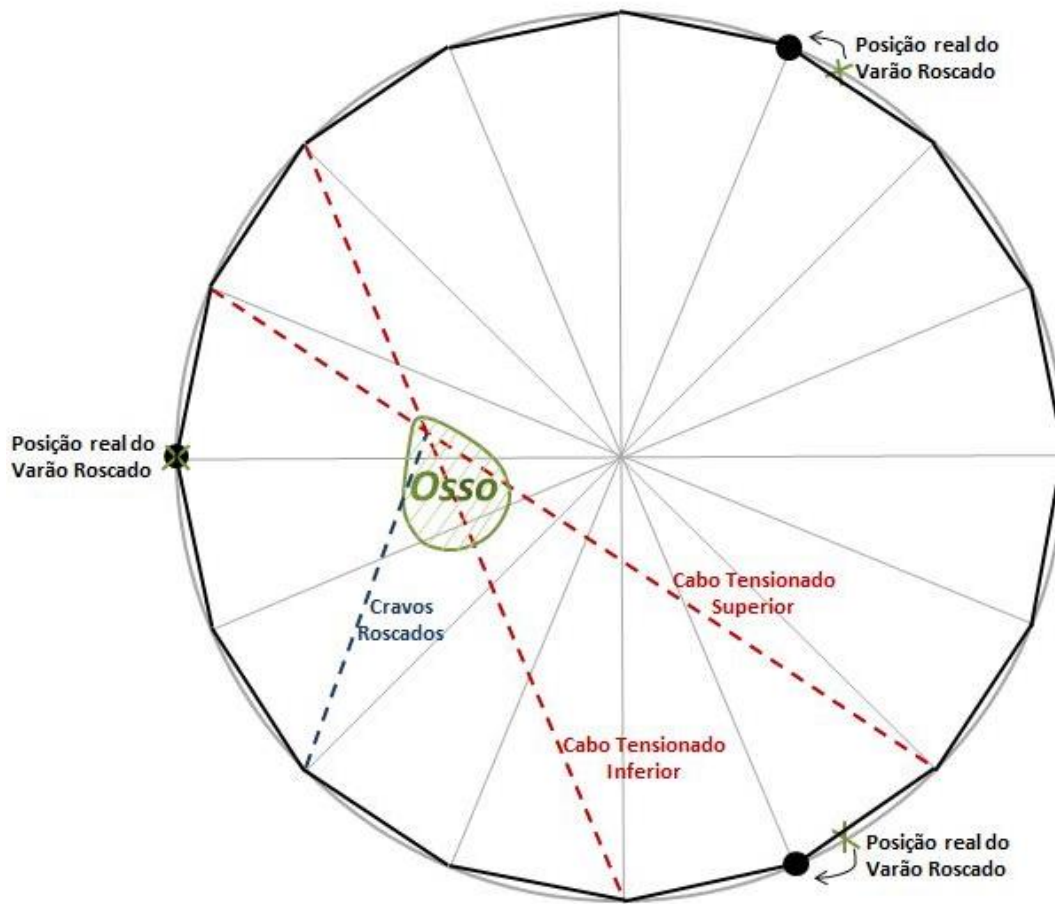


Figura 2.2 Vista superior do fixador de Ilizarov e posicionamento dos elementos

### 2.2.1 – Componentes metálicos

A reprodução do modelo numérico foi realizada com recurso a elementos de viga e barra (elementos do ANSYS designados de BEAM4 e LINK8, respectivamente). O uso destes elementos, apesar da sua simples aproximação ao problema real, permitem introduzir informação sobre as suas características mecânicas e geométricas, essenciais para a resolução do problema através do método de elementos finitos.

Este tipo de aproximação permite ainda, face a modelos numéricos mais complexos, simulações em períodos de tempo bastante reduzidos.

O elemento BEAM4 é um elemento de viga, tridimensional e elástico. Foi usado na modelação de grande parte do fixador de Ilizarov; excepção feita aos cabos tensionados. Apresenta seis graus de liberdade em cada um dos seus nós: três de translação e três de rotação, segundo os três eixos ortogonais locais  $x$ ,  $y$ ,  $z$  (Figura 2.3). É um elemento uniaxial com aplicabilidade em casos sujeitos a esforços de tracção, compressão, rotação e flexão.

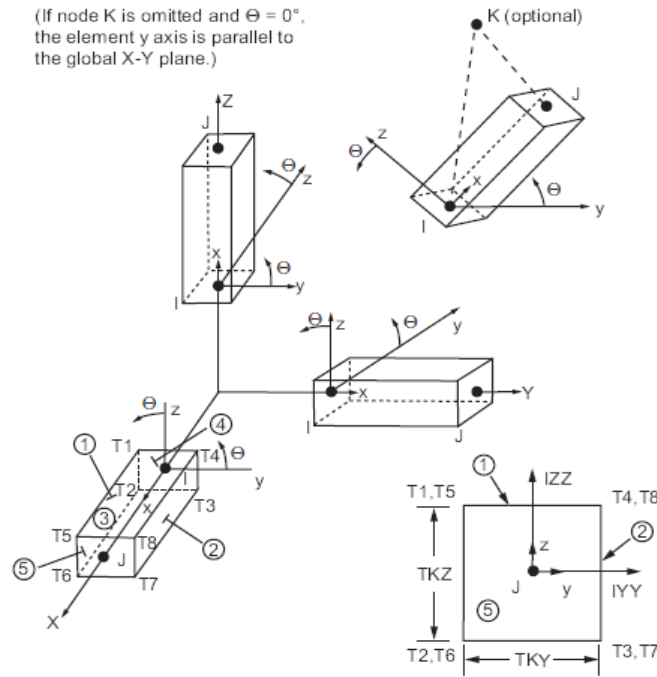


Figura 2.3 Elemento viga (BEAM4), localização dos nós e sistema de coordenadas [9]

Por sua vez, na modelação dos cabos tensionados foi utilizado o elemento LINK8. É um elemento de barra tridimensional, ideal para a modelação de treliças, cabos bombos, tirantes, molas, etc. É um elemento uniaxial de tracção-compressão que contém três graus de liberdade em cada nó, todos eles de translação, não sendo considerados comportamentos à flexão.

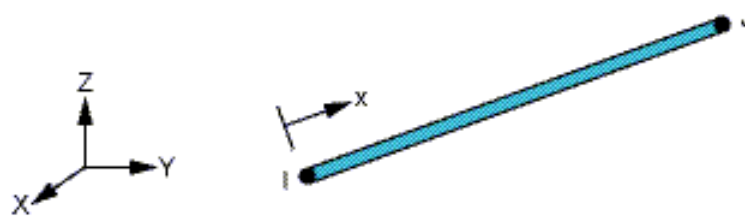


Figura 2.4 Elemento barra (LINK8,) localização dos nós e sistema de coordenadas [9]

Este elemento é definido por dois nós, pela área da sua secção transversal, propriedades do material e por um estado de extensão inicial (campo do ANSYS designado por *initial strain*).

A possibilidade de definir um estado inicial de extensão foi um factor preponderante para a escolha do elemento modelador dos cabos tensionados. A extensão,  $\varepsilon$ , um valor adimensional, é dada por  $\Delta L/L$ , onde  $L$  é o comprimento inicial do elemento e  $\Delta L$  é a variação do seu comprimento [9].

Partindo da Lei de Hooke generalizada (2.1) é possível converter a tensão imposta inicialmente nos cabos-tensionados, de  $110\text{ Kgf}$ , em extensão, através da (2.2), onde  $m$  é a pré-tensão imposta (em  $\text{Kgf}$ ),  $g$  a aceleração gravitacional ( $\text{m/s}$ ),  $A$  a área da secção transversal ( $\text{m}^2$ ) e  $E$  o modulo de elasticidade do material ( $\text{Pa}$ ).

$$\sigma = E \varepsilon \quad (2.1)$$

$$\varepsilon = \frac{m g}{A E} \quad (2.2)$$

Ambos os elementos suportam casos de estudo onde grandes deslocamentos (*large deflection*) são considerados. Casos que apresentam este tipo de comportamento obrigam a uma aproximação segundo uma análise não-linear realizada segundo um processo iterativo.

Comportamentos não-lineares revertem numa alteração da rigidez estrutural ao longo do processo iterativo, consequência dos grandes deslocamentos e da resistência oferecida pelo material a tais deformações. A variação da posição do ponto de aplicação da força, durante este tipo de deformações, não pode ser desprezada.

O Aço inoxidável, da liga AISI 316L, é um material que não apresenta propriedades ferromagnéticas e portanto não interfere com os exames de ressonâncias magnéticas. Ostenta também altos níveis de biocompatibilidade, pelo que, inúmeras aplicações no ramo da medicina são fabricadas com este material, das quais fazem parte os fixadores externos de Ilizarov.

Para este efeito, os elementos finitos são lineares e isotrópicos. De acordo com as propriedades mecânicas do material, o Modulo de Elasticidade toma o valor de  $193\text{ GPa}$ , tem um Coeficiente de Poisson de  $0,27 - 0,30$  à temperatura de  $25^\circ\text{C}$ , densidade de  $8000\text{ Kg/m}^3$  e uma tensão de cedência de  $235\text{ MPa}$  [10].

Valores de caracter dimensional e geométrico também foram introduzidos e encontram-se na Tabela 2.1. Os segundos momentos de área de cada um dos componentes estruturais foram calculados através das equações (2.3) e (2.4) para elementos de secção rectangular e (2.5) e (2.6) para elementos de secção circular, sendo a equação (2.7) aplicada em ambos os casos.

$$I_x = \frac{1}{12} b h^3 \quad (2.3)$$

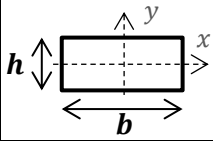
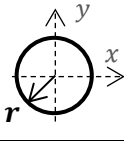
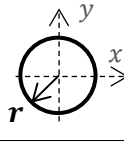
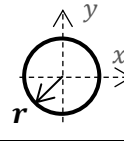
$$I_y = \frac{1}{12} b^3 h \quad (2.4)$$

$$I_x = \frac{1}{4} \pi r^4 \quad (2.5)$$

$$I_y = \frac{1}{4} \pi r^4 \quad (2.6)$$

$$J_0 = I_x + I_y \quad (2.7)$$

Tabela 2.1 Propriedades geométricas dos componentes metálicos

	Anel	Varão	Cravo	Cabo
<b>Secção Transversal</b>				
<b><math>h</math> (mm)</b>	5	-	-	-
<b><math>b</math> (mm)</b>	15	-	-	-
<b><math>r</math> (mm)</b>	-	3,0	2,5	0,9
<b>Área (m<sup>2</sup>) × 10<sup>-6</sup></b>	75,00	28,27	19,63	2,55
<b><math>I_x</math> (m<sup>4</sup>) × 10<sup>-12</sup></b>	156,25	63,62	30,68	0,52
<b><math>I_y</math> (m<sup>4</sup>) × 10<sup>-12</sup></b>	1406,25	63,62	30,68	0,52
<b><math>J_0</math> (m<sup>4</sup>) × 10<sup>-12</sup></b>	1562,50	127,24	61,36	1,03

### 2.2.2 – Componentes ósseos

A complexidade estrutural do osso acarreta algumas dificuldades na sua correcta modelação.

A forma irregular da secção transversal, a sua variação segundo o eixo longitudinal, a existência de dois tipos de tecidos ósseos diferentes: esponjoso (trabecular) e cortical (compacto), com densidades e orientações granulares e trabeculares irregulares, que torna o osso um material heterogéneo e anisotrópico, são algumas características que fazem a sua modelação complexa e demorada [11].

O grande número de variáveis, contidas neste problema, obrigou a que algumas simplificações fossem impostas, com o intuito de tornar o processo de modelação mais simples, rápido e ainda assim viável.

Alguns autores, que modelaram estruturas ósseas através de processos de optimização numérica, demonstraram que a utilização de modelos isotrópicos é adequada na previsão de uma morfologia óssea real [11]. Este facto auxiliou a escolha de um material linear e isotrópico para o problema em questão.

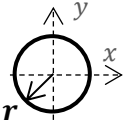
À semelhança da maioria dos componentes metálicos, os componentes ósseos foram modelados por elementos de viga (BEAM4), pressupondo-se um Modulo de Elasticidade de

17 000 MPa, um Coeficiente de Poisson de 0,3 e uma densidade de 1,74 g/cm<sup>3</sup>, valores típicos dos tecidos corticais de um osso humano [11].

A nível geométrico, adoptou-se uma secção transversal circular constante e homogénea de raio  $r = 1$  cm, ao longo de todo o comprimento do osso.

Os dados de carácter geométrico estão presentes na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 Propriedades geométricas dos componentes ósseos

	Osso
<b>Secção Transversal</b>	
$r$ (mm)	10,0
Área (m <sup>2</sup> ) × 10 <sup>-6</sup>	314,16
$I_x$ (m <sup>4</sup> ) × 10 <sup>-9</sup>	785,40
$I_y$ (m <sup>4</sup> ) × 10 <sup>-9</sup>	785,40
$J_0$ (m <sup>4</sup> ) × 10 <sup>-9</sup>	1570,80

## 2.3 – Metodologia

Foram estudados casos de perturbação estrutural, tanto a nível do fixador externo como da zona lesada do osso. Em primeira instância, estudou-se um caso de estímulo ósseo-regenerativo onde é prevista a utilização do sensor.

Nesta fase, foi considerada a inexistência de consolidação óssea. A falta de tecidos regenerados para além de retractar o processo de cicatrização, num estado inicial, é também o momento em que qualquer carga aplicada é totalmente suportada pelo fixador externo.

Para definir as condições de fronteira foi imposto, na parte superior do osso, um deslocamento de 1 mm, com sentido descendente (no sentido positivo do eixo Z), enquanto a parte inferior ficaria fixa, com restrição de deslocamentos e de rotações. A Figura 2.5 mostra o local do modelo numérico onde as condições de fronteira foram impostas, tal como a distribuição e a numeração nodal do modelo.

A identificação dos pontos com maior potencial para acolher o sensor foi efectuada através do reconhecimento dos deslocamentos relativos entre pontos a diferentes cotas.

Para assegurar que a leitura dos deslocamentos se efectuasse apenas ou preferencialmente segundo uma única coordenada do referencial espacial, foram escolhidos pares de pontos geometricamente coincidentes quando o fixador é observado da vista de cima.

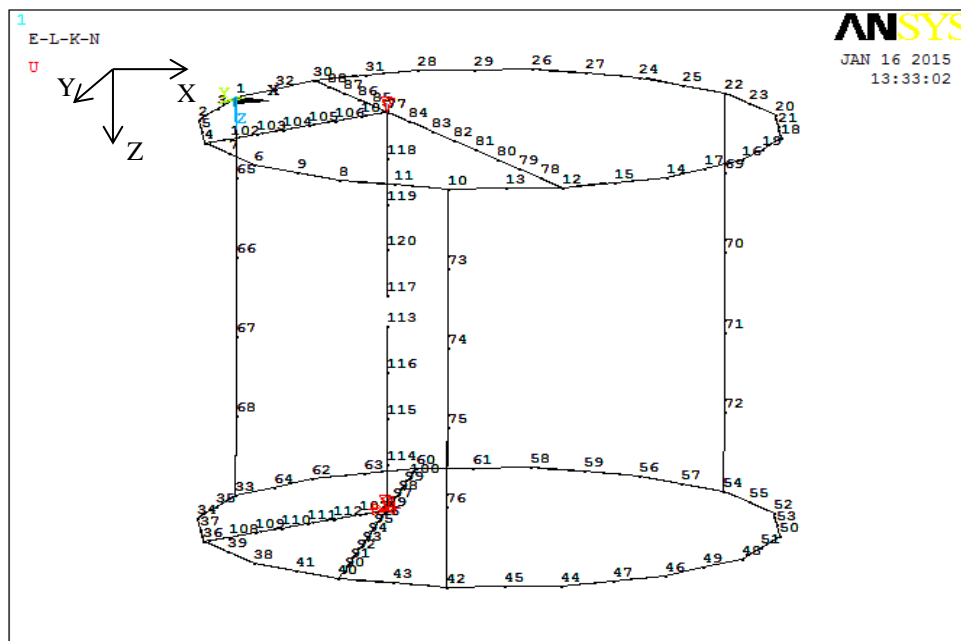


Figura 2.5 Modelo numérico, numeração nodal e condições de fronteira (a vermelho)

Pretendeu-se retractor os casos em que o paciente exerce força sobre o membro lesado, permanecendo nesse estado por breves momentos (esforços estáticos ou quasi-estáticos), não sendo sujeito a esforços de natureza dinâmica.

As simulações foram realizadas através de análises estruturais estáticas de origem não-linear (que permite contabilizar os efeitos de grandes deformações). Os parâmetros iterativos usados como, os passos de tempo, entre outros parâmetros, foram os pré-definidos pelo ANSYS.

Um segundo caso foi estudado para avaliar a resposta do sistema ao longo de todo o processo de consolidação óssea, onde se considerou que uma parcela do osso exibiria rigidez variável (Figura 2.6). Essa parcela representa a formação do calo-ósseo. A alteração da sua rigidez foi feita através da variação percentual do módulo de elasticidade previamente definido para o osso.

Desde a inexistência de calo-ósseo até ao término do processo de cicatrização, a rigidez do calo toma valores entre 0% – 100%, respectivamente. As restantes propriedades do osso mantêm-se inalteradas.

O nó onde anteriormente tinha sido imposto um deslocamento de 1 mm, foi desta vez carregado com uma força vertical descendente de 784,8 N, equivalente ao peso médio de um Homem adulto (80 Kg).

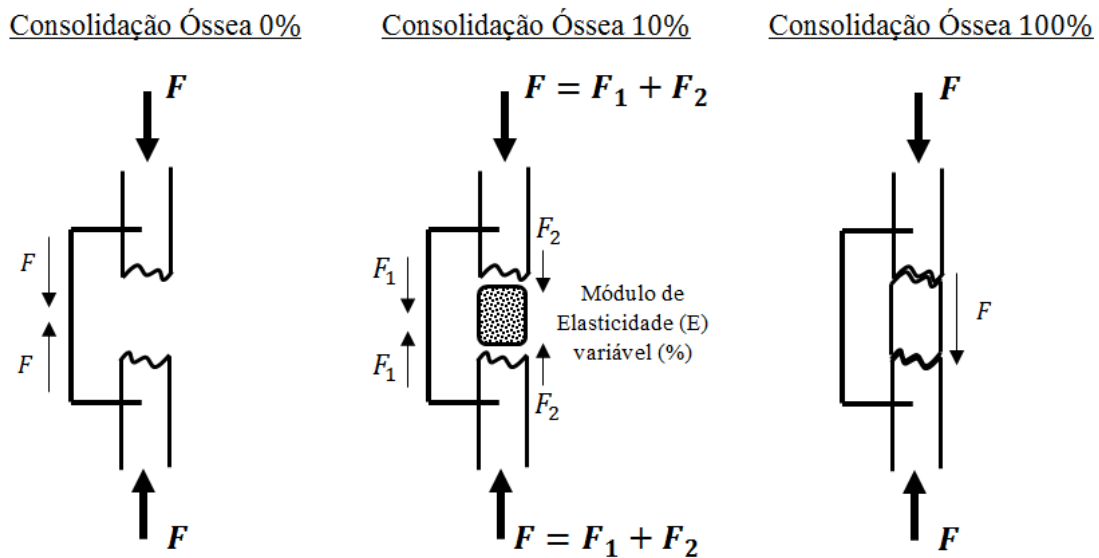


Figura 2.6 Evolução da consolidação óssea com o aumento percentual do módulo de elasticidade

## 2.4 – Resultados

Os dados registados pelo sensor fornecem informação sobre os deslocamentos relativos entre dois pontos distintos do sistema.

Através de uma análise ao comportamento estrutural do modelo numérico, observou-se que os componentes com maiores deslocamentos relativos são os componentes directamente ligados ao osso, ou seja, o cabo tensionado e o cravo roscado.

Os anéis e os varões roscados, devido à sua rigidez, não sofrem alterações/deformações visuais quando submetidos a esforços, por apresentarem elevada rigidez comparativamente aos elementos acima mencionados.

O facto de os cravos roscados se encontrarem sobrepostos, quando observados da vista de cima, levou a que fossem escolhidos como os componentes que albergariam o sensor. Esta circunstância assegura que os deslocamentos relativos entre os dois pontos sejam maioritariamente segundo a direcção da força imposta (eixo Z), como se pode constatar através da Figura 2.7.

Os pontos com maior proximidade ao osso são os que apresentam maiores deslocamentos relativos. Portanto, para a aquisição de dados, foram arbitrados pontos situados a 1 *cm* do osso, garantindo, em casos reais, espaço suficiente para a presença de eventuais tecidos moles que envolvem o osso.

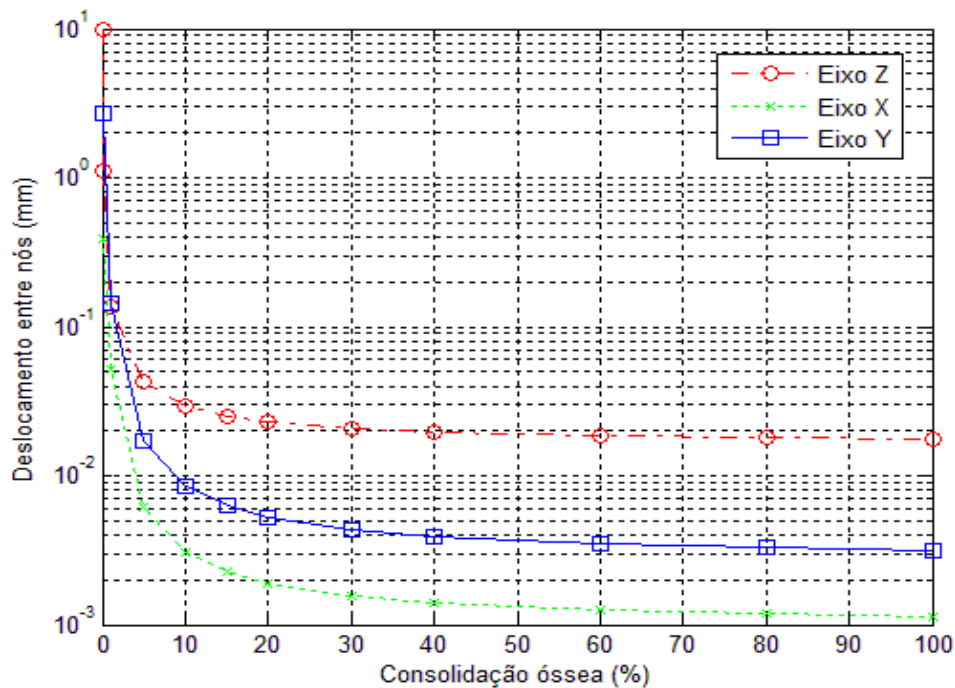


Figura 2.7 Deslocamentos relativos ao longo do processo de consolidação a 1 cm do osso



A Figura 2.7 mostra a evolução dos deslocamentos relativos, entre os dois pontos escolhidos, ao longo do processo de consolidação óssea (Figura 2.6) segundo os eixos X, Y e Z. Os resultados obtidos encontram-se qualitativamente de acordo com o que é apresentado por vários autores [4], [5] e [12], ou seja, verifica-se um decréscimo nos deslocamentos interfragmentares ao longo do processo de consolidação óssea (Figura 2.8), por vezes também apresentado como uma diminuição dos esforços a que o fixador externo é submetido ao longo do tempo, devido à absorção desses esforços por parte da estrutura óssea.

A diferente disposição gráfica observada entre a Figura 2.7 e a Figura 2.8 deve-se ao facto de os eixos das abcissas não terem o mesmo significado, apesar de estarem directamente relacionados. É um facto que a consolidação óssea aumenta com o tempo. No entanto, o aumento de rigidez do calo ósseo não apresenta um comportamento linear no tempo, sendo esse processo mais lento numa fase inicial.

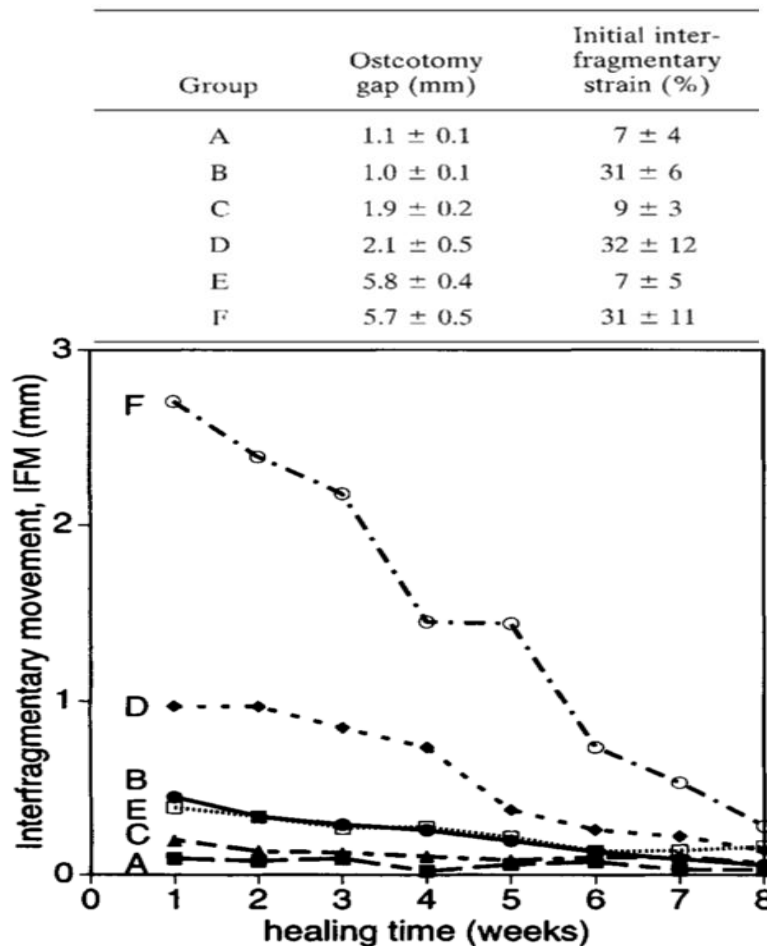


Figura 2.8 Valores médios da evolução dos deslocamentos interfragmentários [12]

As várias curvas apresentadas na Figura 2.8 correspondem a casos de fracturas da tíbia com estímulos ósseos de diferentes amplitudes, e também de fracturas com diferentes espaçamentos

entre os fragmentos ósseos. No entanto, todas elas traduzem um comportamento decrescente generalizado.

Verificou-se que a componente dos deslocamentos com maior preponderância ocorreu segundo o eixo Z. Apesar do seu peso no valor absoluto do deslocamento, em quase todo o processo de consolidação (de aproximadamente uma ordem de grandeza superior às restantes componentes), verificou-se que o movimento não é exclusivamente unidireccional.

Para valores de consolidação nula os deslocamentos atingiram valores próximos de 1 *cm*. Inicialmente (Capítulo 1) foi referido que os deslocamentos não deveriam ultrapassar uma gama de 1 – 2 *mm* de maneira a não destruir de forma irreversível os frutos do processo de cicatrização.

No entanto, este resultado vai de encontro com o previsto. Numa fase inicial o paciente não deve colocar todo o peso do seu corpo, ou equivalente, sobre o membro lesado. Segundo o Dr. Nuno Craveiro Lopes, os fixadores de Ilizarov são dimensionados para que, numa fase inicial, consigam suportar cerca de 20 – 30% do peso do paciente.

É também devido a este aspecto que a utilização do sensor adquire especial importância, contribuindo para informar o paciente sobre a carga máxima que deve ser colocada sobre o fixador externo, e deste modo ajudar a otimizar o processo evolutivo do calo-ósseo.

Não esquecer que este estudo foi realizado tendo como base o modelo presente no laboratório de mecânica estrutural da FCT-UNL e algumas simplificações foram efectuadas com o intuito de facilitar a sua modelação numérica. No entanto, o desenvolvimento do sensor tem como objectivo a adaptabilidade a diversos tipos de fixadores externos que variam de caso para caso.

## **3 – SENSOR – MODELO NUMÉRICO**

### **3.1 – Introdução**

Os deslocamentos relativos entre os vários fragmentos de um osso fracturado estão directamente relacionados com o seu estado de consolidação. O registo de tais deslocamentos pode ser efectuado com recurso a sensores de deslocamento ou de posição, posicionando cada uma das extremidades em elementos com ligação directa ao osso.

De entre o espectro de sensores de deslocamento, destacam-se os Transformadores Diferenciais Variáveis Lineares (*Linear Variable Differential Transformer* - LVDTs) e a extensometria eléctrica de resistência, devido à sua alta precisão e fiabilidade na medição de deslocamentos na ordem de grandeza dos pretendidos neste projecto.

Posteriormente à escolha do tipo de sensor a utilizar, estudou-se como diferentes materiais e geometrias influenciam a sensibilidade do mesmo, contribuindo para a escolha de um sensor que traduza de forma eficiente e precisa os deslocamentos que se pretendem medir.

## 3.2 – Sensores de deslocamento/posição

### 3.2.1 – LVDTs

Os LVDTs são sensores, de origem indutiva, usados na medição de deslocamentos lineares e operam segundo os princípios de um transformador [13].

São constituídos por um sistema de bobinas e por um núcleo. O sistema de bobinas, geralmente concebido para funcionar de forma estacionária, é formado por um conjunto de três bobinas ocas, para que o núcleo, de posição variável, possa mover-se livremente no seu interior.

A bobina central, denominada por bobina primária, é excitada por uma corrente alternada (AC), produzindo um fluxo magnético e induzindo uma tensão em cada uma das bobinas secundárias, colocadas uma de cada lado da bobina primária (Figura 3.1).

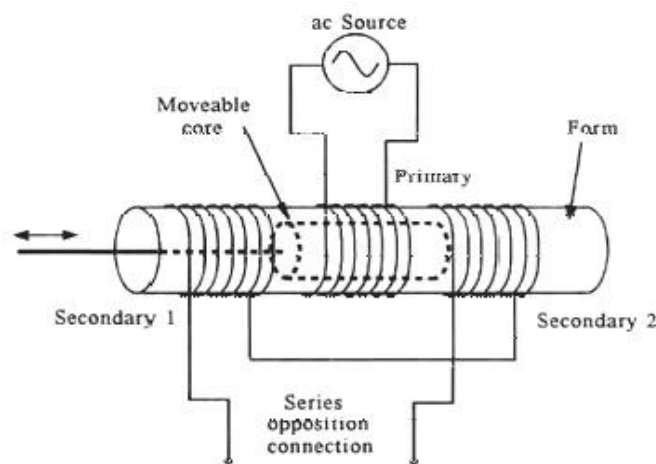


Figura 3.1 Diagrama esquemático do LVDT

A movimentação do núcleo provoca alterações na tensão de saída das bobinas secundárias. Esta tensão é convertida para um sinal de corrente contínua (DC), directamente proporcional ao deslocamento do núcleo. Quando o núcleo se encontrar na posição central as tensões induzidas nas bobinas secundárias cancelam-se e consequentemente as tensões nos terminais serão nulas.[13]

Nestes aparelhos, o núcleo não está em contacto com o sistema de bobinas, encontrando-se livre de forças de atrito que levariam à diminuição do seu tempo de vida útil por desgaste.

As suas características fazem dos LVDTs aparelhos com elevada duração, repetibilidade e fiabilidade, sendo estes capazes medir pequenos deslocamentos de forma precisa. Algumas das suas maiores vantagens são a robustez e o isolamento galvânico que permite a sua aplicação em ambientes hostis. A sua principal desvantagem é o elevado custo de obtenção.

### 3.2.2 – Extensometria eléctrica de resistência

A extensometria é uma técnica que, através do uso de resistências eléctricas (extensómetros), permite a obtenção de deslocamentos impostos nos modelos onde estão inseridos.

A determinação dos deslocamentos, segundo esta tecnologia, baseia-se numa característica fundamental dos condutores eléctricos, segundo a qual a resistência eléctrica varia em função da deformação a que o condutor é submetido.

Os objectos de medição, quanto submetidos à acção de cargas exteriores, sofrem deformações. Os extensómetros (Figura 3.2), solidários a essas alterações, variam a sua resistência eléctrica proporcionalmente às deformações causadas no modelo.

A diferença de potencial nos terminais dos extensómetros, consequência da variação de resistência, é registada, com o auxílio de instrumentação adequada (circuito eléctrico designado por ponte de Wheatstone), e feita a sua analogia com as deformações causadas.

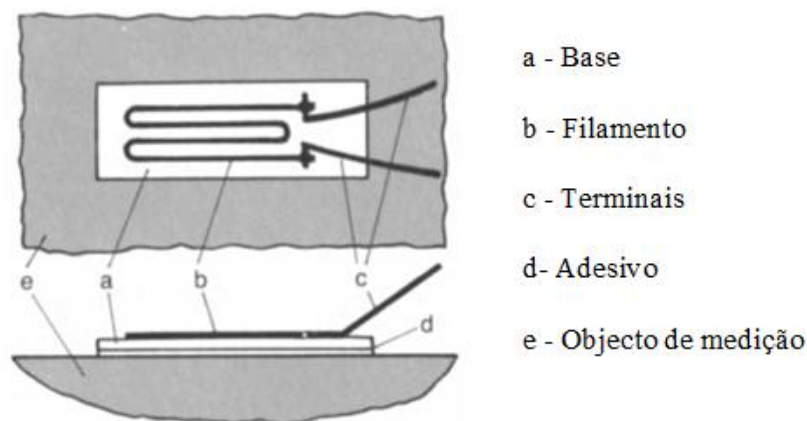


Figura 3.2 Configuração básica de um extensómetro [14]

A sua aplicação é possível em todo tipo de materiais desde que seja conhecida a informação sobre as deformações provocadas por determinados tipos de cargas. A sensibilidade do sensor é função do tipo de material e da geometria adoptada, o que possibilita a sua adaptabilidade em infindáveis casos de engenharia [14].

A precisão obtida pela utilização de métodos de extensometria pode ser elevada. Sob condições ideais, podem ser obtidas deformações na ordem dos milionésimos de milímetros por milímetro de comprimento, correspondente a um material sujeito a uma tensão de  $0,21 \text{ MPa}$  ( $0,21 \text{ N/mm}^2$ ) [14].

Problemas relacionados com a variação de resistência, devido a alterações térmicas do ambiente envolvente, podem ser superados através do uso de Pontes de Wheatstone [15].

A alta versatilidade e precisão deste método de medição tornam-no numa opção viável para a elaboração deste projecto.

Face aos sensores LVDTs, os sensores de extensometria eléctrica de resistência apresentam uma grande vantagem a nível económico. O facto de poderem apresentar inúmeras geometrias e dimensões, segundo diversos materiais, possibilitou que a elaboração do sensor pudesse ser feita por meio de materiais anteriormente adquiridos e presentes no Laboratório de Mecânica Estrutural da FCT-UNL, reduzindo deste modo os custos do projecto.

### 3.3 – Fundamentos de extensometria

#### 3.3.1 – Resistência eléctrica

O componente de maior importância do extensómetro, apresentado na Figura 3.2, é o filamento. Este elemento é formado por um fio metálico de espessura muito reduzida. Está disposto em forma de grelha e é bastante sensível à deformação.

O seu funcionamento, baseado na variação da resistência eléctrica, é conseguido através da alteração de comprimento do filamento. Pelo efeito de Poisson, quando sujeito a esforços de alongamento, sofre um aumento de comprimento e uma consequente redução de diâmetro. Como resultado directo destas mudanças físicas, ocorre um aumento da resistência eléctrica.

A resistência eléctrica,  $R$ , é ainda função da resistividade do material do filamento,  $\rho$ , e é dada pela equação (3.1), onde  $A$  é a área da secção transversal e  $L$  o seu comprimento.

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (3.1)$$

A variação de resistência eléctrica é proporcional às alterações físicas ocorridas no material, particularmente à variação de comprimento,  $\Delta L$ , e é dada pelo factor do extensómetro (*Gage Factor*).

Segundo [16], o factor do extensómetro traduz-se na sua medida de sensibilidade,  $S$ , dado pela variação de resistência em função da variação de comprimento do fio, presente na equação (3.2).

Para fios resistivos de materiais comuns, com diâmetro na ordem das  $10^{-3}$  polegadas (cerca de  $25,4 \times 10^{-3} \text{ mm}$ ) o factor do extensómetro toma valores no intervalo de 2 – 5.

$$S = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \quad (3.2)$$

Por definição, a extensão,  $\varepsilon$ , (valor adimensional medido pelo extensómetro) é medida pela variação de comprimento unitário, vulgarmente apresentada em micro extensão ( $\mu\varepsilon$ ) e dada pela seguinte equação:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (3.3)$$

Pela junção das equações (3.2) e (3.3) obteve-se a equação (3.4) que expressa a sensibilidade em função da extensão.

$$S = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (3.4)$$

### 3.3.2 – Ponte de Wheatstone

As variações de resistência nos extensómetros são de tal forma pequenas, na ordem da sexta casa decimal, que para detectar as suas variações, é necessário recorrer ao uso de aparelhos de medição de alta sensibilidade.

A solução para esta dificuldade, segundo [17], passa por integrar o extensómetro num circuito eléctrico sensível à variação de tensão nos seus terminais ou à variação da intensidade de corrente, facultando desta forma informação sobre a variação da sua resistência. À saída, o sinal pode ser amplificado e registado, enquanto o sinal de entrada é obrigatoriamente regulado.

Pela Lei de Ohm, equação (3.5), verifica-se que uma alteração da resistência pode provocar alterações na tensão,  $U$ , e na intensidade de corrente,  $I$ . No entanto, para efeitos de leitura, pretende-se que apenas uma destas variáveis seja alterada, sendo a outra mantida constante.

$$R = \frac{U}{I} \quad (3.5)$$

Os circuitos eléctricos mais utilizados na medição da variação de resistência são designados por meia-ponte ou ponte completa de Wheatstone. Os dois diferenciam-se no número de resistências que podem variar. Os circuitos apresentam duas ou quatro dessas resistências, respectivamente.

No caso concreto da extensometria, as resistências são substituídas por extensómetros, como apresentado na Figura 3.3. A ponte completa de Wheatstone é composta por quatro braços, cada um deles contendo um extensómetro de resistência  $R_1, R_2, R_3$  e  $R_4$ .

Através da manipulação das leis de Ohm e de Kirschoff obtém-se a expressão que permite escrever a tensão à saída,  $V_{out}$ , em função da tensão de entrada  $V_{in}$ .

$$V_{out} = \left( \frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) V_{in} \quad (3.6)$$



A condição de equilíbrio ( $V_{out} = 0$ ) é dada pela condição da equação (3.7), onde se verifica a proporcionalidade existente entre as resistências de cada braço da ponte.

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4} \quad (3.7)$$

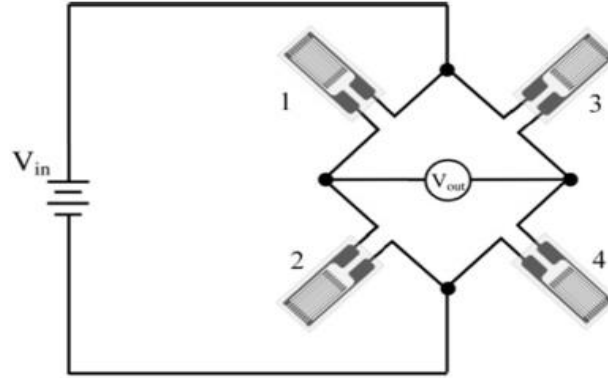


Figura 3.3 Ponte completa de Wheatstone com extensómetros [18]

Com resistências iguais, qualquer variação nas resistências faz com que a condição de equilíbrio seja violada e seja gerada uma diferença de potencial nos terminais de saída, ( $V_{out} \neq 0$ ).

$$\Delta V_{out} = V_{in} \frac{R_1 R_3}{(R_1 + R_3)^2} \left( \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} + \frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_1}{R_1} \right) \quad (3.8)$$

Verifica-se que, as variações sofridas por duas resistências adjacentes têm efeitos contrários, enquanto as variações sofridas por duas resistências opostas têm efeitos no mesmo sentido [17].

A ligação dos extensómetros segundo uma ponte completa de Wheatstone deve ser optimizada para que a diferença de potencial à saída seja a maior possível. Para tal efeito, deve estar presente que, extensómetros colocados sob tracção e sob compressão adquirem variações de resistência com sinais opostos.

De notar que, a ponte completa (4 extensómetros) fornece um sinal de saída duas vezes superior aos sistemas de medição que utilizam circuitos em meia-ponte de Wheatstone (2 extensómetros). Permite ainda anular o efeito de alteração de resistência derivado da variação de temperatura.

No âmbito desta dissertação, no processo de construção do sensor de carga, a ponte completa de Wheatstone foi o circuito eléctrico escolhido devido às características acima enunciadas.

### 3.4 – Modelo Numérico Sensor de Ortopedia (Dinamómetro)

Através da utilização do sensor de ortopedia pretende-se medir os deslocamentos relativos entre dois pontos directamente ligados a diferentes segmentos ósseos, durante o acompanhamento médico e as sessões ósseo-regenerativas. Deve portanto, ser dimensionado para registar, de maneira precisa e eficiente, os valores máximos de referência para os deslocamentos ósseos ( $2\text{ mm}$ ), durante o processo de regeneração óssea.

A sensibilidade, a rigidez, a elasticidade, a fácil calibração e os baixos custos foram alguns dos factores tidos em conta na elaboração do dinamómetro.

Para aferir as potencialidades do sensor e otimizar as suas características, tendo em conta os factores acima mencionados, foram estudados diversos modelos de sensores através de métodos numéricos. Esta abordagem possibilitou, de forma rápida e eficaz, a alteração de diversos parâmetros e a obtenção de resultados que, por via experimental, teriam um tempo bastante acrescido.

Os diversos modelos numéricos foram criados no programa de simulação numérica anteriormente usado (ANSYS).

Numa primeira abordagem, foram estudados vários modelos para o sensor de ortopedia, apresentando diferentes formas, e com a possibilidade de estes poderem ser construídos com materiais disponíveis no laboratório.

O estudo foi realizado para os três seguintes perfis:

- Anel
- Meio anel
- Perfil em “S”

O caso particular do anel de carga conta com um grande número de aplicações no ramo da engenharia, nomeadamente na criação de sensores dinamométricos. Em muitos outros casos serve também de ponto de referência para a elaboração de sensores com diferentes características [17], [18].

Através deste perfil circular, realizou-se a validação dos modelos numéricos referentes ao sensor de ortopedia. A validação foi feita por comparação entre resultados numéricos e analíticos.

### 3.4.1 – Anel de carga e Validação numérica

Em [16] são apresentadas expressões analíticas que permitem caracterizar as extensões máximas e os deslocamentos provocados pela aplicação de uma força perpendicular à superfície do anel, como ilustrado na Figura 3.4.

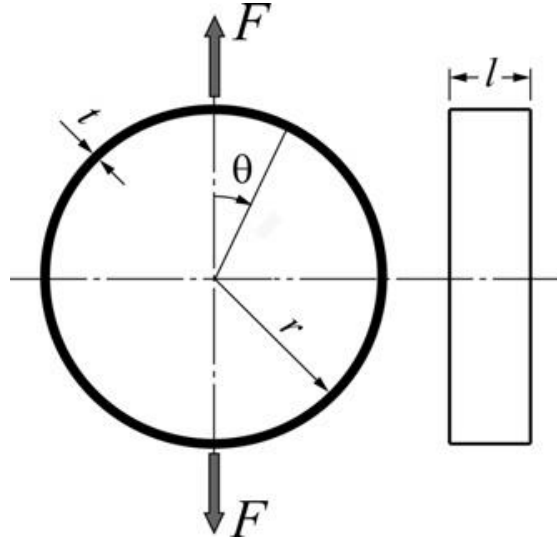


Figura 3.4 Parâmetros dimensionais do anel de carga [18]

A espessura,  $t$ , o raio médio,  $r$ , e a largura,  $l$ , são os três parâmetros geométricos controláveis que afectam a rigidez e a sensibilidade do sensor de ortopedia (Figura 3.4). Os valores adoptados para estes parâmetros estão presentes na Tabela 3.1.

Para obtenção da máxima sensibilidade e rigidez a razão  $\varepsilon_{max}/\delta_F$ , dada pela equação (3.9), deve ser o mais elevada possível. Isto requer um raio,  $r$ , reduzido e uma espessura,  $t$ , elevada.

$$\frac{\varepsilon_{max}}{\delta_F} = 0,61 \frac{t}{r^2} \quad (3.9)$$

Contudo, condicionantes físicas delimitam as dimensões máximas e mínimas do sensor. Para que a colagem dos extensómetros seja realizada com precisão, o raio de curvatura deve ser superior a 15 mm. Este projecto apresenta ainda factores limitativos no que à altura máxima diz respeito, não devendo por isso, ultrapassar os 50 mm de altura, para que se consiga acomodar aos mais diversos tipos de fixadores externos.

A altura máxima referida corresponde à altura total máxima do sensor, constituído pelo anel e pelos restantes componentes que permitem a sua ligação ao aparelho de fixação externa.

Admitiu-se assim, que o raio do anel deveria corresponder ao seguinte intervalo:

$$15 \text{ mm} \leq r \leq 20 \text{ mm} \quad (3.10)$$

A disponibilidade de material existente no laboratório permitiu a construção de perfis com as dimensões apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Parâmetros geométricos para o anel

Espessura	Raio médio	Largura
t (mm)	r (mm)	l (mm)
<b>0,7</b>	20	10

A colocação do(s) extensômetro(s) deve ser efectuada na(s) zona(s) onde o anel apresente valores de extensão mais elevados. Para o caso do anel, esses pontos são conhecidos (quando carregado por uma força,  $F$ , normal à superfície do anel) e situam-se em  $\theta = 90^\circ$  e  $\theta = 270^\circ$  (Figura 3.4).

De acordo com o mesmo autor, a extensão máxima,  $\varepsilon_{max}$ , para o anel é dada por:

$$\varepsilon_{max} = \frac{1,09Fr}{Elt^2} \quad (3.11)$$

E a deformação máxima,  $\delta_F$ , segundo a direcção radial, dada por:

$$\delta_F = \frac{1,79Fr^3}{Elt^3} \quad (3.12)$$

O material utilizado nesta primeira aproximação foi o aço inoxidável. As propriedades mecânicas assumidas para este caso estão presentes na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 Propriedades do material sensor de carga, aço inoxidável [21]

Modulo Elasticidade (GPa)	Coefficiente Poisson	Tensão de Cedência (MPa)
210	0,3	215

Na modelação numérica usaram-se elementos do ANSYS designados por SOLID187. Estes elementos têm uma larga aplicação em modelações de sólidos 3D adaptando-se bem a casos de malhas irregulares. Cada elemento é constituído por dez nós, contendo cada um deles três graus de liberdade (de translação segundo os três eixos ortogonais espaciais).

A malha foi gerada de forma automática pelo ANSYS, segundo uma discretização espacial constituída por elementos triangulares. Algumas zonas do anel, por estarem sujeitas a gradientes de tensão elevados, foram refinadas.

O modelo numérico do anel adquiriu um total de 27 458 elementos e a sua malha é mostrada na Figura 3.5.

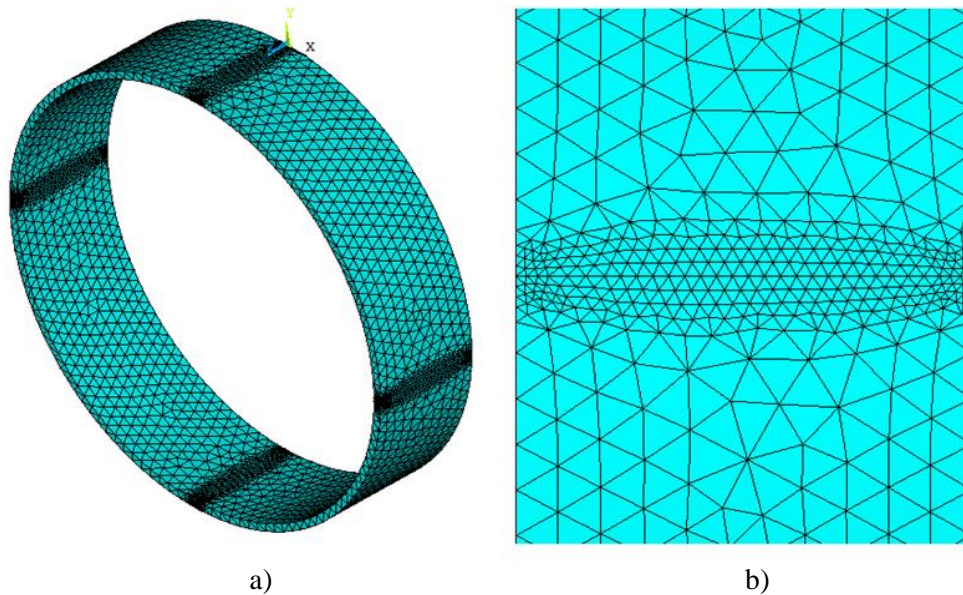


Figura 3.5 a) Discretização do Anel b) Detalhe na zona refinada

Compararam-se os resultados analíticos com os resultados numéricos em três casos distintos. Cada um deles foi fruto da aplicação de forças com diferentes intensidades, onde se consideraram forças de 20 N, 100 N e 500 N.

No anel (e posteriormente nos restantes perfis) as forças aplicadas, de somatório igual aos valores anteriormente referidos, foram distribuídas por sete pontos distintos segundo uma linha paralela ao eixo longitudinal do anel e encontram-se representadas a vermelho na Figura 3.6. Tais forças têm o sentido negativo do eixo global Y para que o anel esteja sujeito a forças de compressão.

Na mesma figura são ainda apresentados os pontos que foram fixados (a azul), ou seja, que ficaram sob constrangimento de deslocamento e rotação segundo as direcções dos três eixos principais. Esta condição foi aplicada nas linhas contidas na face interior e exterior do anel e opostas à colocação das forças, impedindo deste modo a rotação do anel.

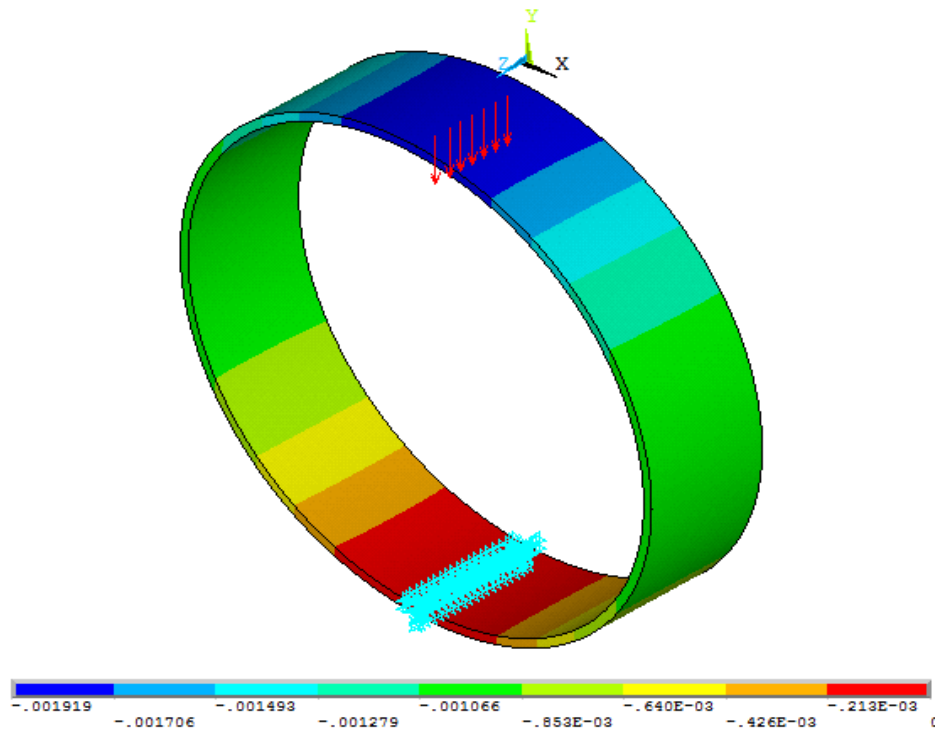


Figura 3.6 Condições de fronteira impostas ao anel

Os resultados de extensão e deformação são apresentados na Tabela 3.3, bem como o erro relativo obtido entre os dois métodos.

Tabela 3.3 Resultados analíticos e numéricos na validação de resultados

Força (N)	Deformação máxima, $\delta_F$ (mm)			Extensão máxima, $\varepsilon_{max}$ ( $\mu\varepsilon$ )		
	Analítico	Numérico	Erro (%)	Analítico	Numérico	Erro (%)
20	0,397	0,384	3,3	423,7	447	5,2
100	1,988	1,919	3,5	2118,5	2232	5,4
500	9,940	9,593	3,5	10592,8	11160	5,4

Constatou-se que as diferenças entre cálculos analíticos e numéricos ocorrem a partir do segundo algarismo significativo, na maioria das situações com variações ténues desse valor. Essas variações tiveram como resultado erros relativos inferiores a 6%.

Assim, considerou-se que os erros apresentados eram suficientemente pequenos para que fosse feita a validação do modelo numérico.

A Figura 3.7 e a Figura 3.8 contêm informação sobre a deformação e extensão máxima a que o anel ficou sujeito quando submetido a uma força de compressão de 100 N.

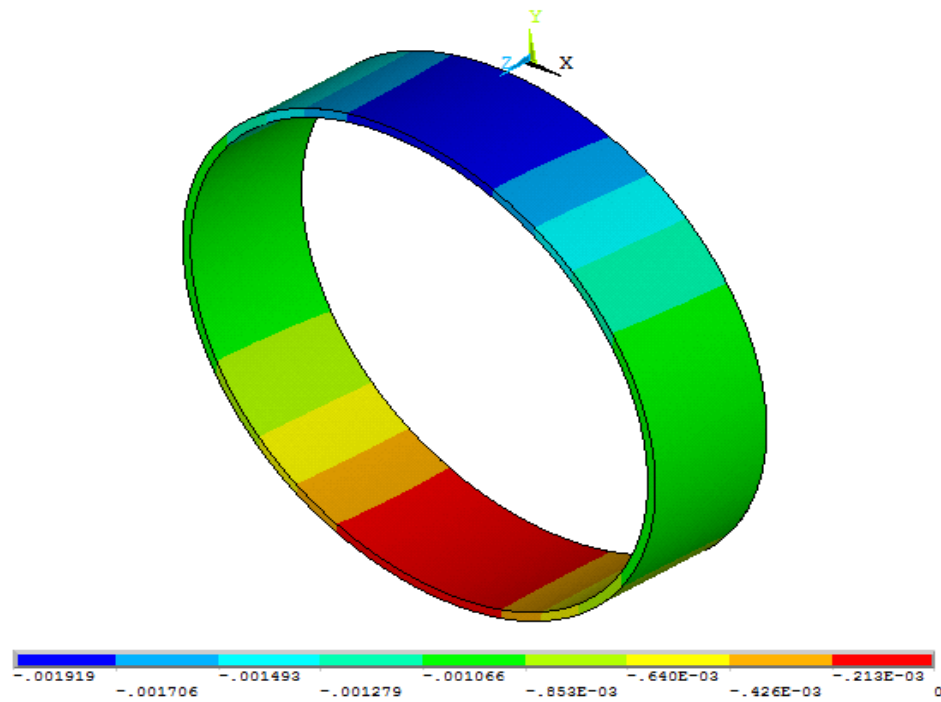


Figura 3.7 Deformação máxima para  $F = 100$  N

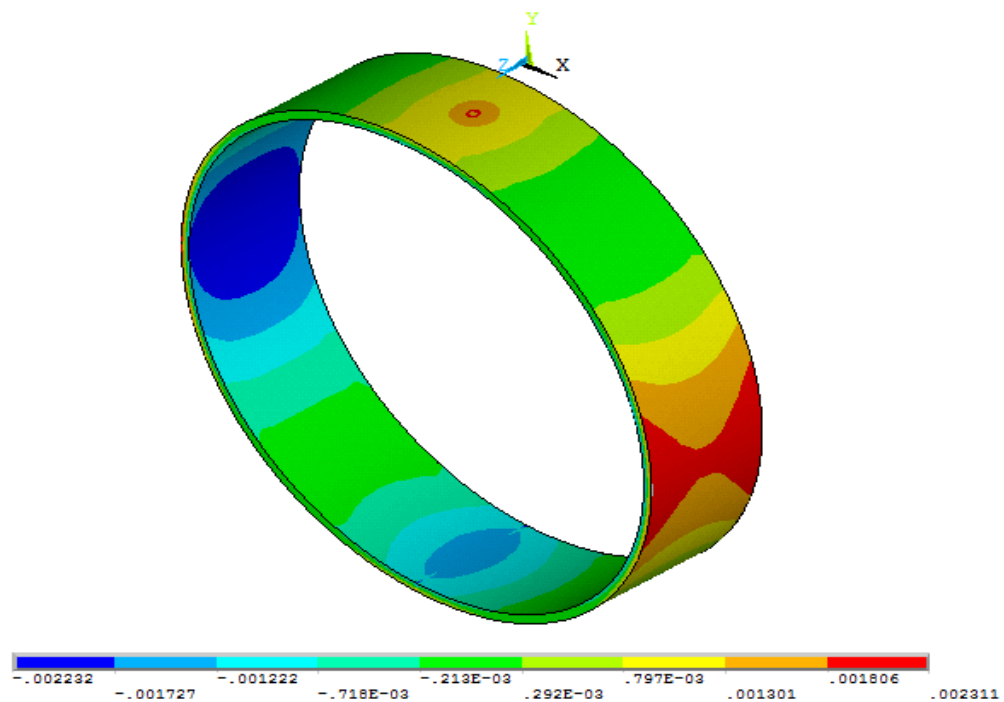


Figura 3.8 Extensão máxima (segundo o eixo global Y) para  $F = 100$  N

### 3.4.2 – Comparação de modelos

A aferição qualitativa dos três diferentes perfis foi feita através de análises numéricas após a criação dos respectivos modelos numéricos.

A elaboração dos modelos numéricos para os perfis em meio-anel e em “S” foi realizada segundo as geometrias presentes na Figura 3.9. Os valores de referência geométricos mantiveram-se inalterados com espessura  $t = 0,7 \text{ mm}$ , largura  $l = 10 \text{ mm}$  e raios de curvatura  $r = 20 \text{ mm}$ .

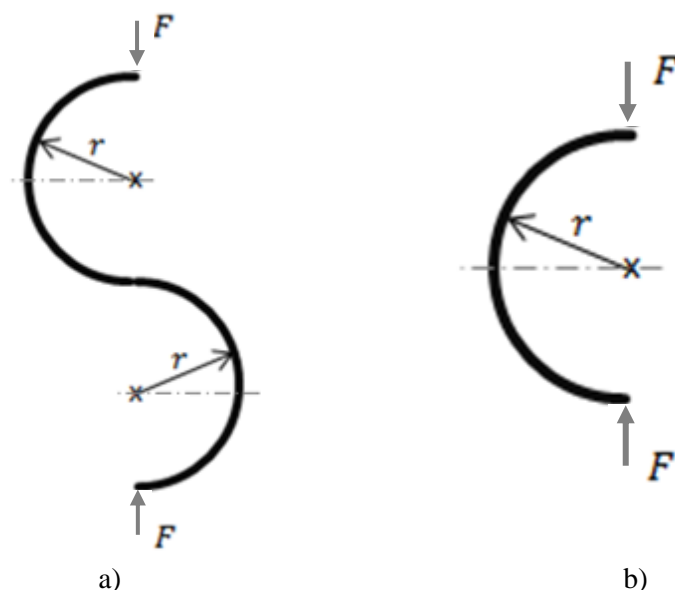


Figura 3.9 Representação do a) Perfil em “S” e b) do Meio Anel

O uso do raio de curvatura acima referido exclui automaticamente a possibilidade do sensor adquirir o perfil em “S”, uma vez que os parâmetros de altura máxima, anteriormente referidos, são ultrapassados. Todavia, o seu estudo foi incluído para comparação de resultados e avaliação comportamental do perfil.

A malha gerada para estes dois novos casos foi formada segundo os mesmos critérios usados na criação da malha do anel. O meio-anel e o perfil em “S” adquiriram 8 824 e 17 737 elementos, respectivamente (Figura 3.10).



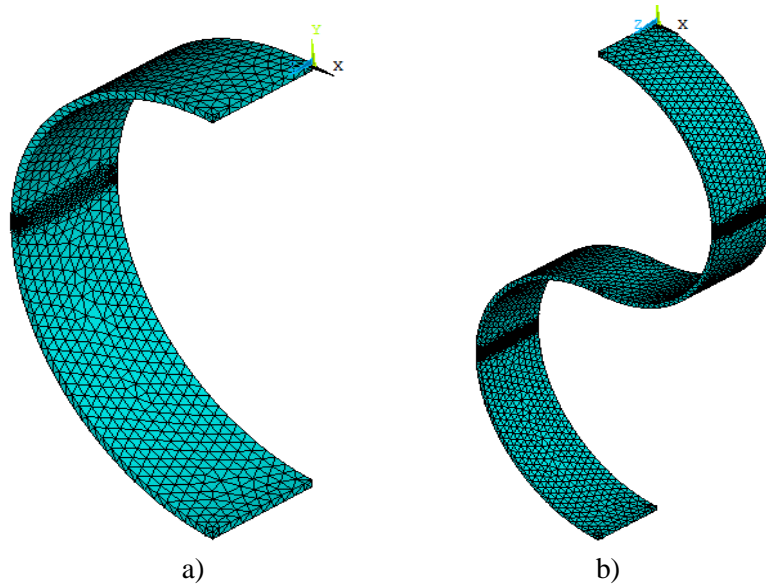


Figura 3.10 Malha gogada para o a) Meio Anel e b) Perfil em “S”

A comparação fez-se através dos resultados provenientes da realização de ensaios de compressão, onde cada modelo foi submetido a deformações de  $1\text{ mm}$  segundo o eixo global Y. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 Resultado do ensaio de compressão para os diferentes perfis

	Anel	Meio-Anel	Perfil em “S”
$\delta_F (m) \times 10^{-3}$	1	1	1
$\varepsilon_{max} \times 10^{-3}$	1,17	0,62	0,31
$\sigma_{VM} (MPa)$	380	128	64
$\varepsilon/\delta (m^{-1})$	1,17	0,62	0,31

A sensibilidade, dada por  $\varepsilon/\delta$ , foi mais elevada para o caso do anel, sendo por isso, o perfil com maior potencialidade para a construção do sensor de ortopedia. É o perfil que apresenta maior extensão por unidade de deslocamento, o que resulta numa maior variação da resistência dos extensómetros.

No entanto, verificou-se existir uma elevada concentração de tensões (segundo o critério de Von Mises) que ultrapassam o valor de tensão de cedência do material em causa, provocando consequentemente a entrada no regime de deformação plástica, o que inicialmente constituiu uma limitação à aplicação deste perfil.

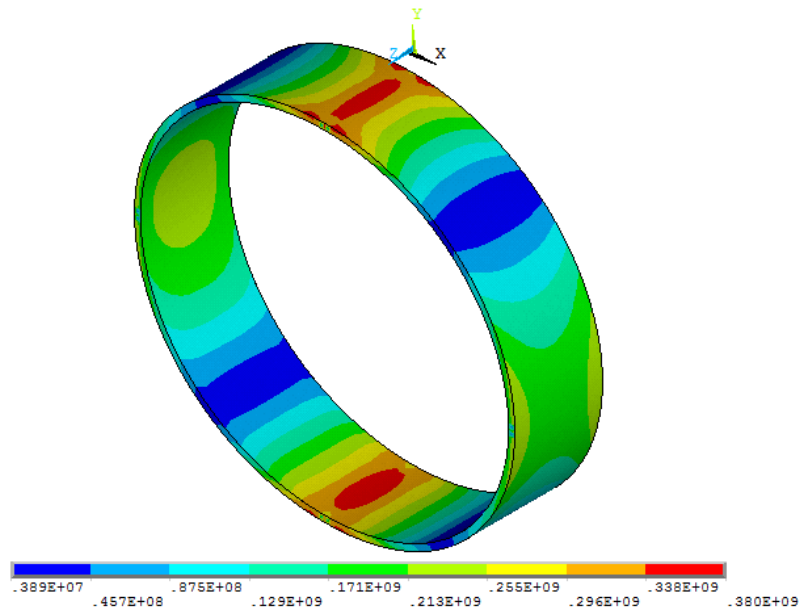


Figura 3.11 Tensões de Von Mises no anel

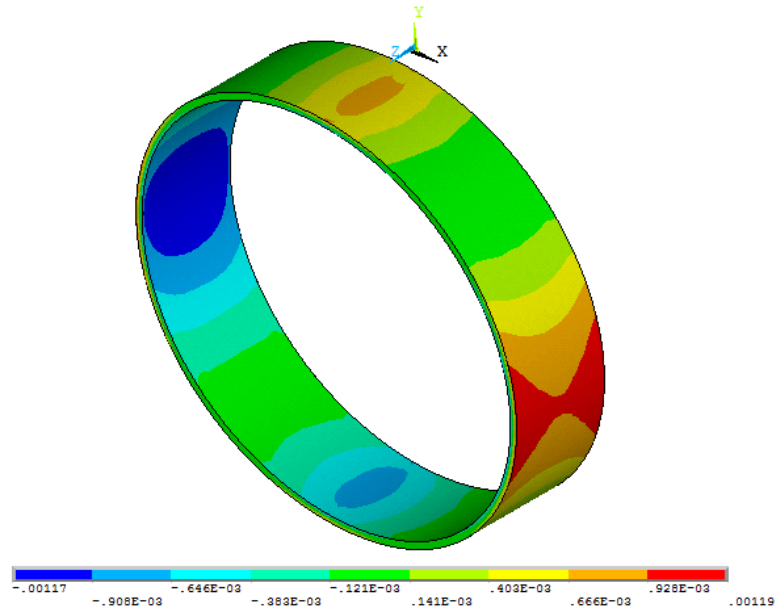


Figura 3.12 Extensões na direcção Y no anel

O anel apresentou maior concentração de tensões nos pontos de colocação do apoio e do deslocamento/força (Figura 3.11), e não nas zonas de maior extensão como se verificou nos restantes perfis (Figura 3.13, Figura 3.14 e Figura 3.15, Figura 3.16).

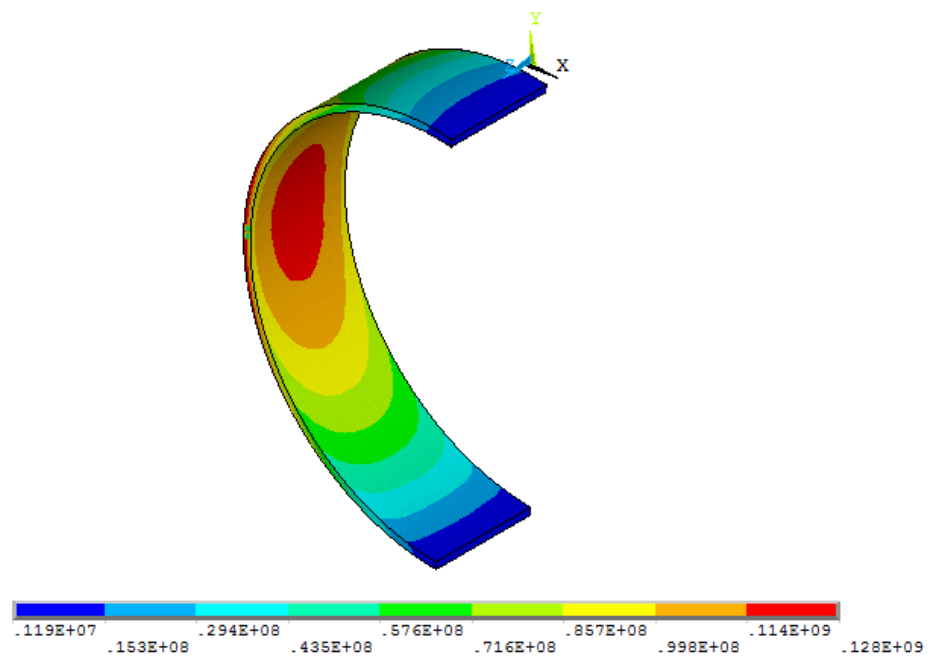


Figura 3.13 Tensões de Von Mises no meio-anel

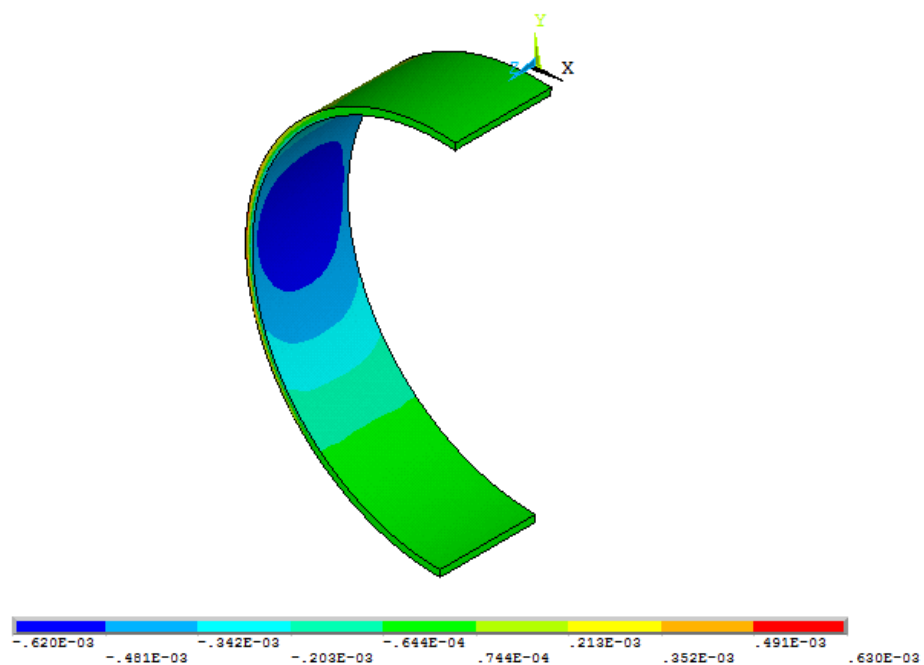


Figura 3.14 Extensões na direcção Y no meio-anel

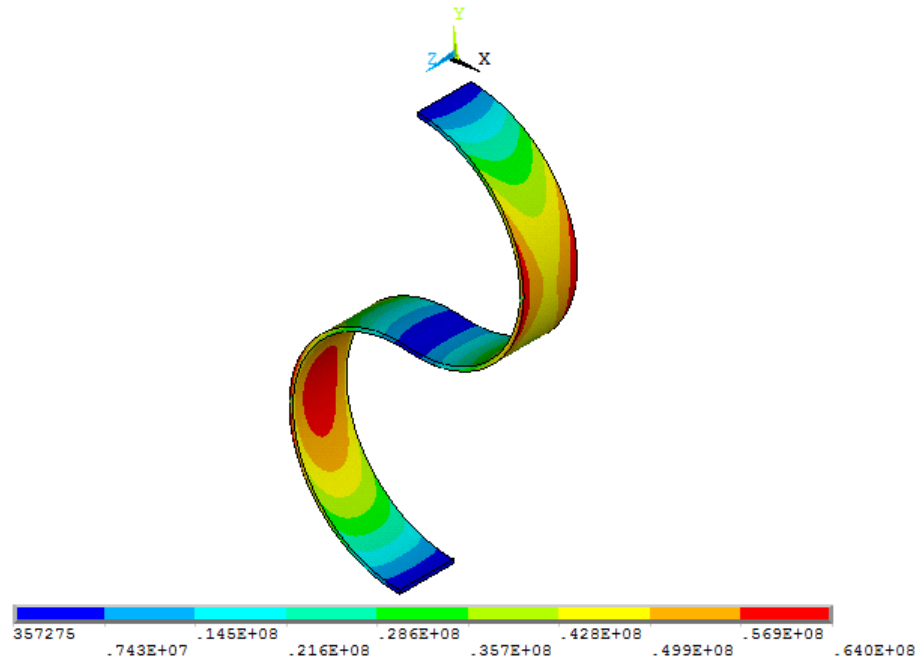


Figura 3.15 Tensões de Von Mises no perfil em “S”

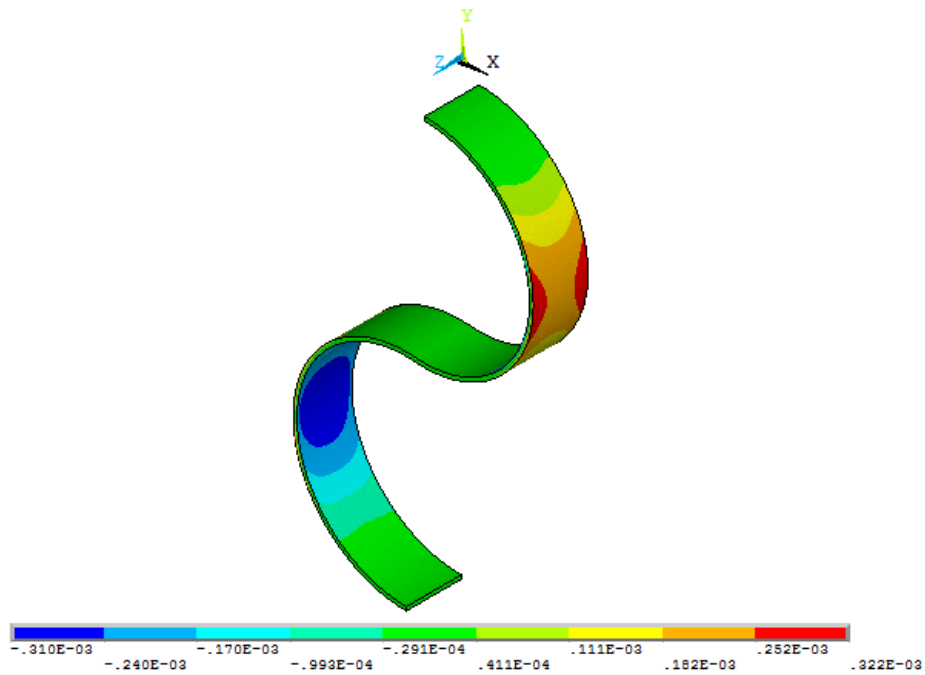


Figura 3.16 Extensões na direcção Y no perfil em “S”

Apesar de toda a potencialidade oferecida pela sua elevada sensibilidade, o anel de aço inoxidável, com raio de 20 mm, não preencheu os requisitos exigidos para a elaboração do sensor dinamométrico com uso de extensómetros; manter-se num regime linear elástico.

A mesma experiência foi realizada para anéis de aço inoxidável com diversos valores de raio, diferentes do anterior. Verificou-se que um aumento da dimensão do anel se traduziu numa maior gama de deformações. No entanto, observou-se que em todas as experiências se atingiu a tensão de cedência antes de alcançar a deformação desejada (2 mm).

A Figura 3.17 mostra a influência do raio na concentração de tensões máxima do anel de aço inoxidável.

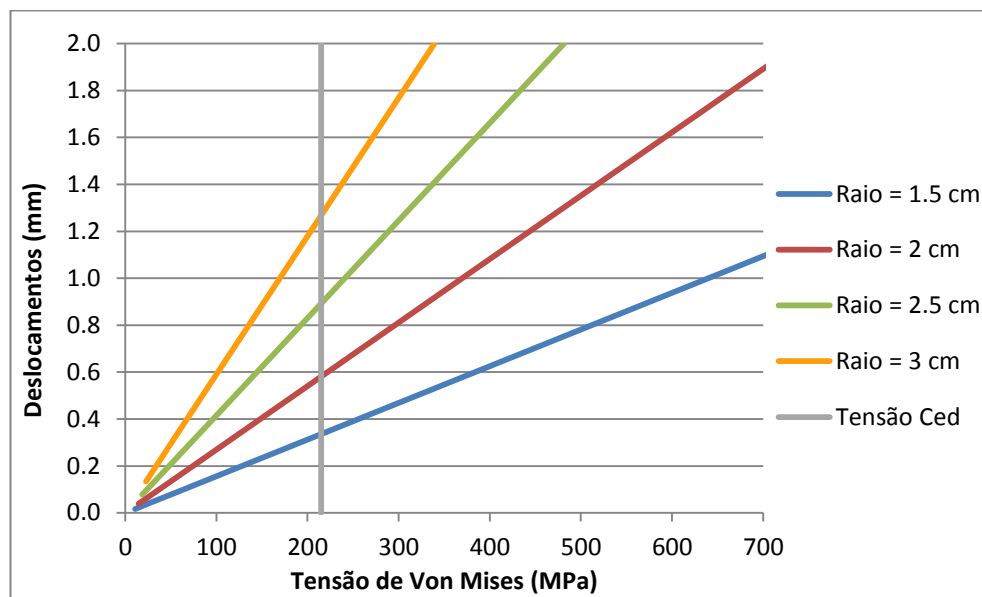


Figura 3.17 Influência do raio no anel de aço inoxidável ( $t = 0,7$  mm)

A impossibilidade de construção do anel de carga através de materiais disponíveis em aço inoxidável obrigou a que as características do sensor fossem repensadas, adaptando-se desta forma às exigências do projecto.

Outro dos materiais disponíveis para a construção do sensor era o latão sob a forma de tubo. A manipulação e adaptabilidade deste material na construção de sensores dinamométricos é comprovada em [18] e as suas características mecânicas podem trazer vantagens relativamente às apresentadas pelo aço inoxidável.

### 3.5 – Anel de latão

#### 3.5.1 – Estudo dimensional

Relativamente às características mecânicas apresentadas anteriormente para o aço inoxidável, o latão demonstra um módulo de elasticidade relativamente baixo ( $E = 97 \text{ GPa}$ ) e uma alta tensão de cedência ( $338 - 469 \text{ MPa}$ ) [22]. Através da utilização deste novo material, foi possível reduzir a intensidade das tensões presentes no anel.

Num primeiro ensaio, com o anel de latão, utilizaram-se as mesmas dimensões usadas no anel de aço inox (espessura, largura e amplitudes do raio).

A comparação entre resultados provenientes dos diferentes materiais, apresentados na Figura 3.17 e na Figura 3.18, mostra uma melhoria significativa no caso do anel em latão, onde as curvas se encontram mais afastadas dos limites de cedência.

As linhas designadas por tensão de cedência 1 ( $338 \text{ MPa}$ ) e tensão de cedência 2 ( $469 \text{ MPa}$ ) definem o intervalo para o qual o latão atinge o ponto de passagem do regime linear elástico para o regime de deformação plástica.

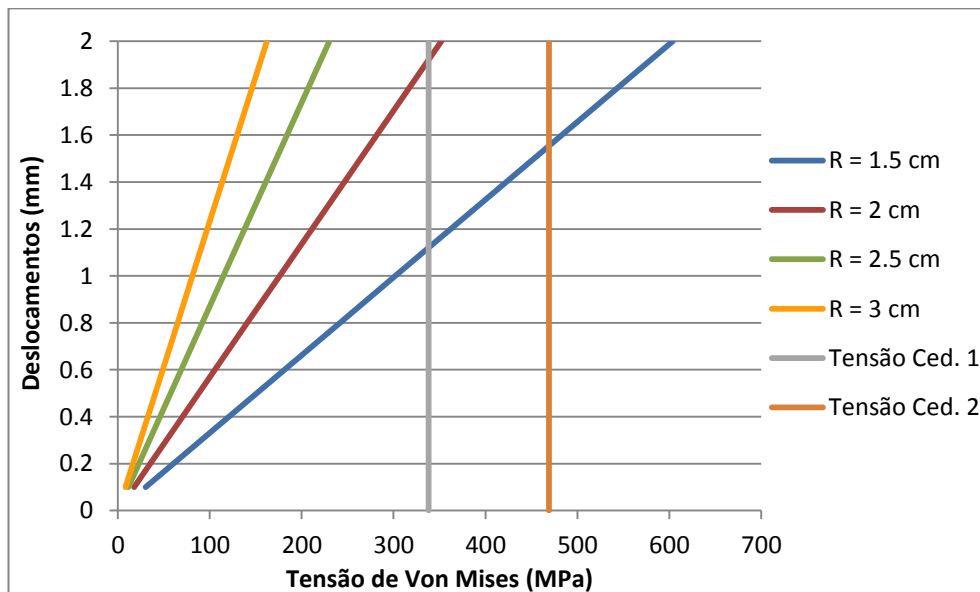


Figura 3.18 Influência do raio no anel de latão ( $t = 0,7 \text{ mm}$ )

Foi igualmente estudada a influência da variação da espessura na concentração de tensões, desta vez mantendo-se o raio constante de valor  $r = 20 \text{ mm}$ . Estes resultados encontram-se registados na Figura 3.19.

Constatou-se uma diminuição no declive das rectas com o aumento da espessura do anel, fruto do aumento de rigidez do mesmo.

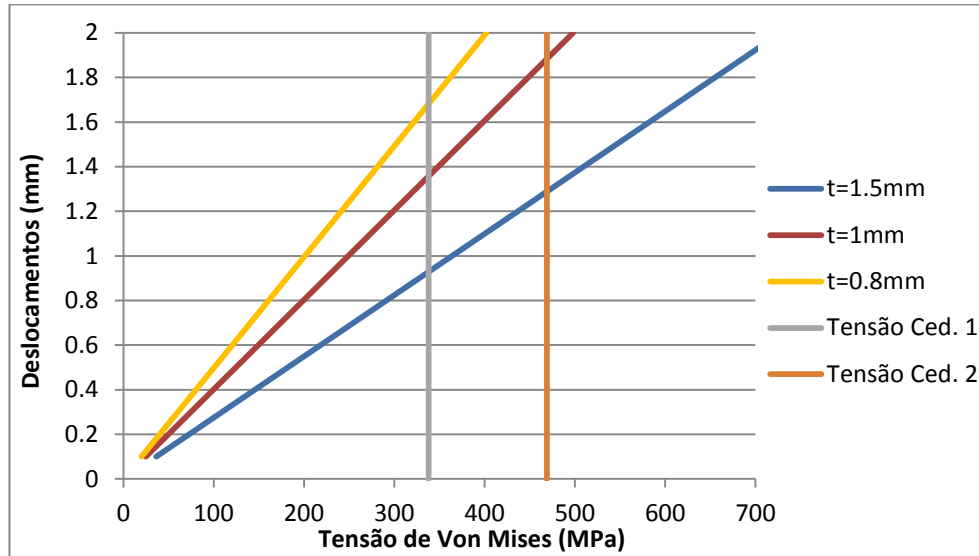


Figura 3.19 Influência da espessura no anel de latão ( $r = 20$  mm)

A obtenção do anel de latão, como será descrito no Capítulo 5, realizou-se através do seccionamento de um tubo de latão.

A disponibilidade deste material resumia-se a tubos com 15, 20 e 25 mm de raio, todos eles apresentando 1 mm de espessura. Pela análise da Figura 3.18, a possibilidade de um anel com raio  $r = 15$  mm foi excluída, uma vez que, o limite máximo de elasticidade é garantidamente atingido perante deformações inferiores a 2 mm. Este factor seria ainda agravado pelo aumento da espessura do tubo de 0,7 para 1 mm (Figura 3.19).

O perfil seleccionado na elaboração do sensor foi, portanto, o tubo com 20 mm de raio, uma vez que os requisitos dimensionais eram ultrapassados pela utilização do tubo com 25 mm de raio. No entanto, a Figura 3.19 mostra que, para um anel com estas características a tensão de cedência é atingida no intervalo de deformação pretendido.

Este acontecimento (o atingir da tensão de cedência), seria à partida, um factor limitativo e impeditivo na construção do sensor de ortopedia a partir do anel de latão. Todavia, estudos efectuados comprovaram que era possível prosseguir com a investigação. A resolução deste problema é apresentada no desenrolar deste projecto, surgindo numa fase mais avançada do mesmo.

A largura do anel foi igualmente redefinida com o intuito de se introduzirem alterações que possibilitariam um aumento da sensibilidade do sensor e ainda assim, permitir o correcto manuseamento e colagem dos extensómetros formando entre eles uma ponte completa de Wheatstone.

As novas dimensões do anel em latão estão presentes na Tabela 3.5.

Tabela 3.5 Parâmetros geométricos para o anel de latão

Espessura	Raio Exterior	Largura
t (mm)	r (mm)	l (mm)
<b>1</b>	20	13

### 3.5.2 – Optimização do anel

Após a escolha das dimensões finais do anel iniciou-se uma sequência de passos que fizeram parte do processo de optimização do sensor de ortopedia. Nesta fase, foi dada especial atenção ao aprimoramento do modelo numérico anteriormente descrito.

Em primeira instância, este processo teve o intuito de tornar o modelo numérico mais detalhado e mais aproximado ao caso real. Para este efeito efectuaram-se as seguintes alterações:

A primeira modificação no modelo numérico foi introduzida pela necessidade de ligar o anel ao aparelho de fixação externa. Para garantir essa ligação efectuaram-se dois furos, com 4 mm de diâmetro, colocados em extremidades opostas.

A redução da área na zona dos furos e consequente descontinuidade geométrica provocaram um aumento de tensões localizado (indesejado). A Figura 3.20 mostra o impacto causado pelos furos na concentração de tensões, conforme o critério de Von Mises. Segundo um ponto de vista optimista, o fim da escala de cores coincide com o valor da tensão de cedência mais elevado no intervalo anteriormente considerado (469 MPa). As zonas de coloração cinzenta representam, segundo este critério, as zonas de tensão superior à pré-definida e as que consequentemente entraram no regime de deformação plástica.



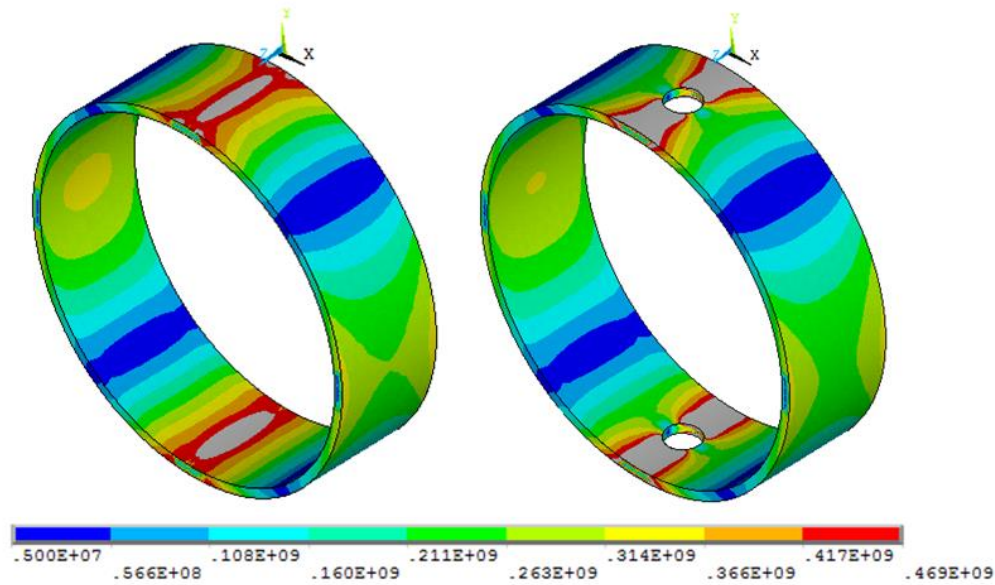


Figura 3.20 Ensaio de compressão com 2 mm de deformação (Tensões de Von Mises)

Porém, na aproximação prática, e de modo a reduzir a concentração de tensões nessas zonas, foram inseridas anilhas e outros elementos que permitiram aliviar as tensões, distribuindo as forças por uma área maior, como é mostrado na Figura 3.21.

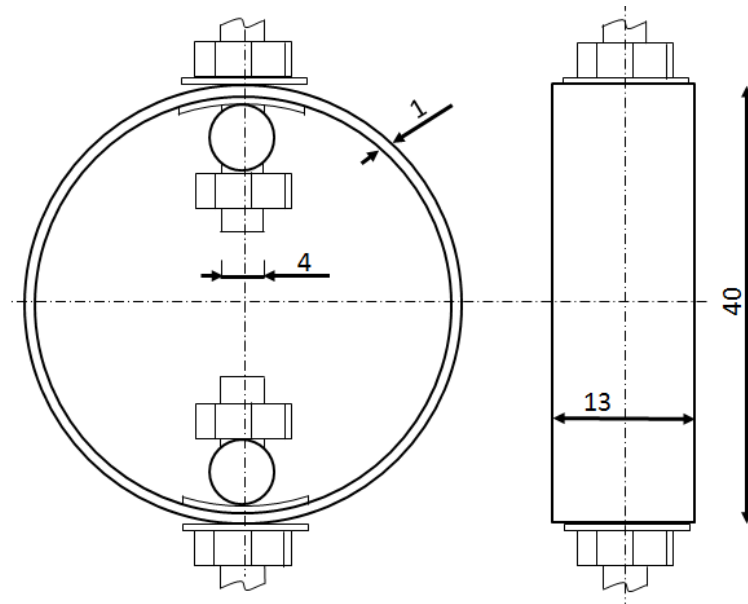


Figura 3.21 Anel e sistema de alívio de tensões (em mm)

O mesmo modelo numérico foi utilizado no estudo de diferentes configurações geométricas que permitem a concentração de tensão e deformações (desejadas) na região de colagem dos extensómetros.

Em [23] é apresentado um estudo de um sensor onde é demonstrado que se forem realizados pequenos furos (estratégicos) na zona de colagem dos extensómetros as extensões registadas podem atingir valores superiores até três vezes aos obtidos para o mesmo sensor sem a presença dos ditos furos, verificando-se desta forma um aumento da sensibilidade do sensor.

Desta forma, estudou-se como os furos de diferentes diâmetros alteram a deformação nas zonas de colagem dos extensómetros, garantindo a escolha da opção que mais promove um aumento da sensibilidade do sensor.

O estudo realizou-se para dois furos distintos, um com  $2\text{ mm}$  e outro com  $4\text{ mm}$  de diâmetro. Os orifícios ficaram centrados a meia largura do anel garantindo resultados simétricos em ambos os lados.

Os dados apresentados na Figura 3.22 e na Figura 3.23 foram obtidos através de ensaios de compressão com  $2\text{ mm}$  de deformação. O registo das extensões foi feito segundo a direcção do eixo global Y, direcção na qual os filamentos dos extensómetros ficaram alinhados.

Os extensómetros escolhidos para este efeito apresentam uma base com  $3\text{ mm}$  de largura. Contudo, os seus filamentos, centrados na base do extensómetro e com  $1,5\text{ mm}$  de largura, traduzem aproximadamente o valor médio das extensões da peça, transformando-as nos dados desejados através da variação da resistência. Por isso, a banda filamentar foi a região que definiu qual o diâmetro do furo a escolher devido à média de extensões apresentada.

A Figura 3.22 e a Figura 3.23 mostram a distribuição das extensões na intercepção do eixo horizontal de simetria do anel com os furos de  $2$  e  $4\text{ mm}$  de diâmetro, respectivamente. Recolheram-se valores de extensão junto ao furo, nas extremidades da base do extensómetro e da região filamentar, bem como no centro do extensómetro e bordo do anel.

Ambas as figuras apresentam um pico de extensão junto ao furo (proporcional aos níveis de tensão), ligeiramente superior para o caso do furo de  $2\text{ mm}$  de diâmetro, seguindo-se de uma diminuição abrupta do seu valor.

Nas zonas mais afastadas do furo, onde se encontra a zona dos filamentos dos extensómetros (a cor-de-laranja nas figuras), o gradiente de extensões diminui, continuando no entanto, a ser decrescente até aos bordos do anel. Esses valores, na zona de menor gradiente, revelam-se mais elevados para o caso do furo maior.

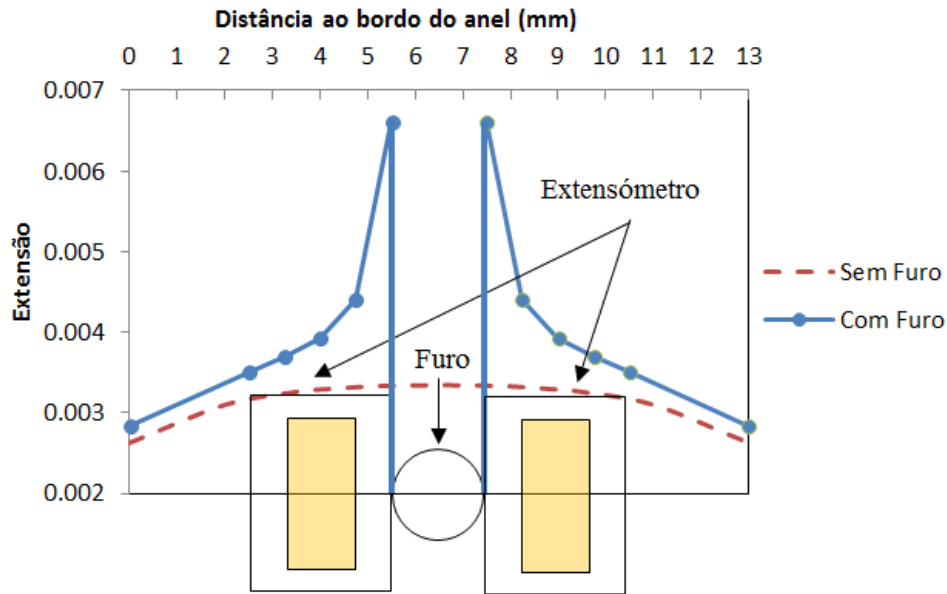


Figura 3.22 Distribuição de extensões junto do furo com 2 mm de diâmetro

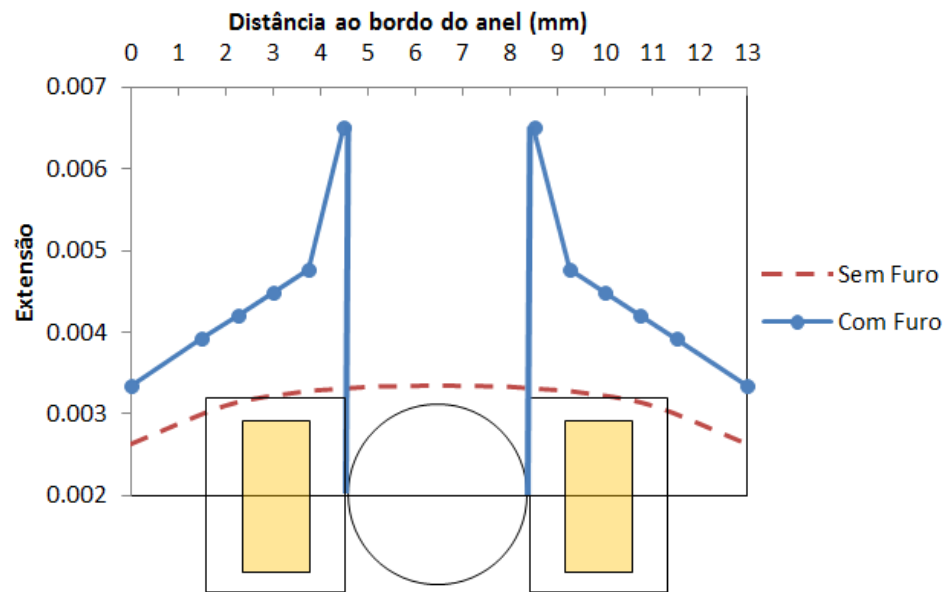


Figura 3.23 Distribuição de extensões junto do furo com 4 mm de diâmetro

Nas mesmas figuras (Figura 3.22 e Figura 3.23) é ainda apresentada a distribuição da extensão para a circunstância em que o anel não apresenta os furos de concentração de tensão. A introdução de furos com 2 mm de diâmetro produziu um aumento de cerca de 23% na extensão no local dos extensômetros, enquanto os furos de 4 mm produziram um aumento a rondar os 38%.

Face a este resultado, concluiu-se que é preferível um anel com furos laterais de 4 mm de diâmetro em vez de furos de 2 mm.

O anel passa a englobar quatro furos de iguais dimensões, espaçados entre si por ângulos de  $90^\circ$ , como apresentado na Figura 3.24.

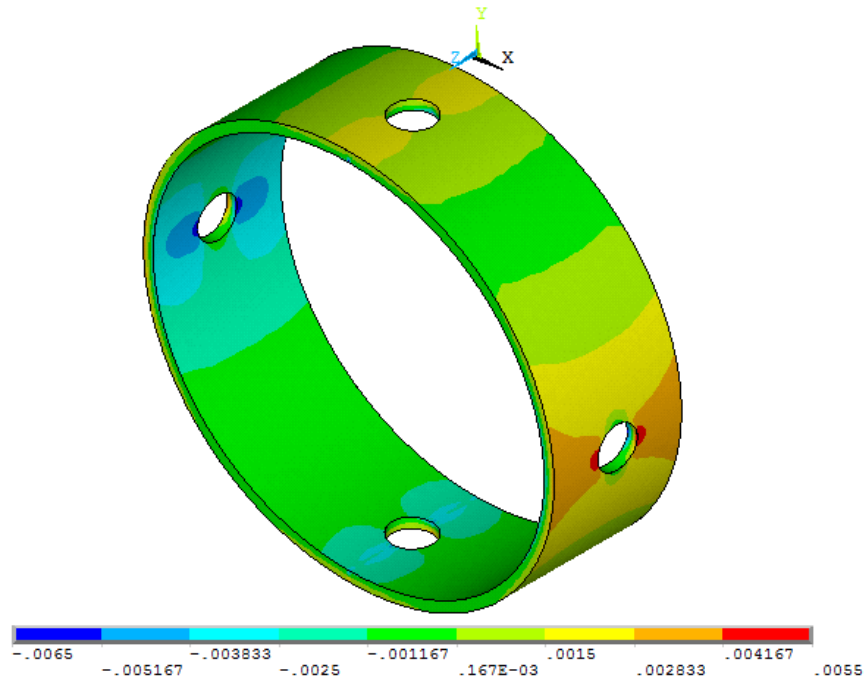


Figura 3.24 Extensão segundo o eixo global Y para o anel com quatro furos

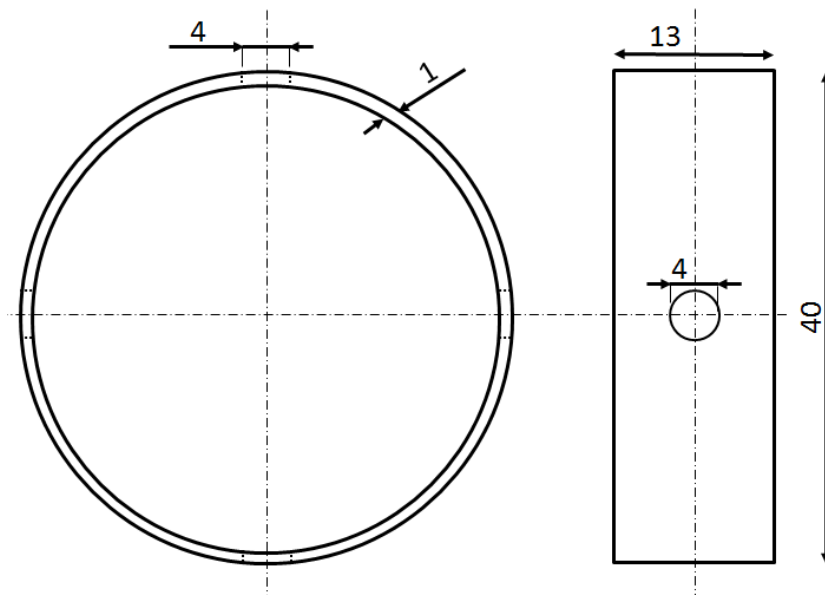


Figura 3.25 Dimensões geometria e dimensões finais para o anel

## **4 – SENSOR – CONSTRUÇÃO E ENSAIO EXPERIMENTAL**

### **4.1 – Introdução**

Para validação do modelo teórico e também devido ao desconhecimento das concretas propriedades da liga de latão em causa, realizaram-se ensaios experimentais para despiste de eventuais erros cometidos na criação dos modelos numéricos através do uso de características mecânicas padrão.

Foram executados ensaios de compressão uniaxial na prensa, representada na Figura 4.1. Os ensaios foram executados manualmente, em condições quasi-estáticas, pela rotação do manípulo que ligado a um sistema hidráulico fez variar, verticalmente, a posição do êmbolo.

Apesar do equipamento incluir aparelhos de medição de forças e de deslocamentos, estes revelaram-se inadequados para os ensaios a realizar. As suas características não se enquadravam nos padrões de medidas a efectuar. Este facto obrigou à utilização de sistemas de medição alternativos.

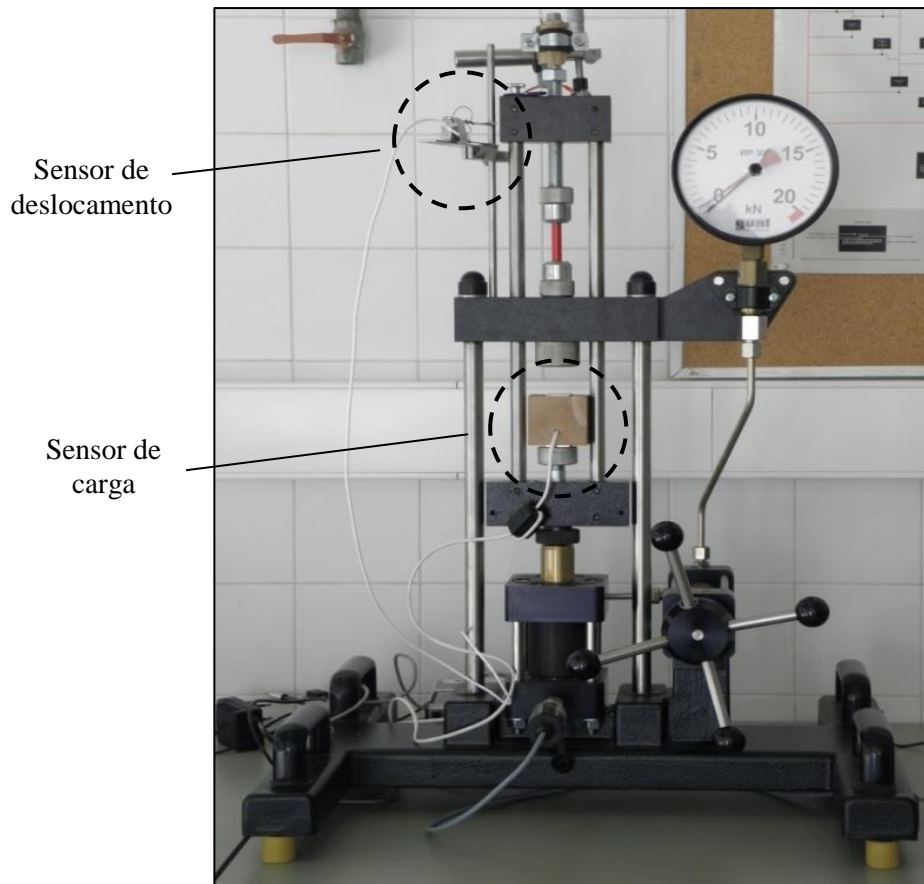


Figura 4.1 Prensa mecânica/Máquina de ensaios

Para medir as variações de altura a que o anel ficaria sujeito, recorreu-se a um sensor de deslocamentos presente no Laboratório de Mecânica Estrutural (Figura 4.2). O projecto deste sensor foi o conteúdo de uma tese de dissertação de mestrado, [24], concebido para aplicação na prensa em questão. É constituído por duas lâminas finas paralelas, em aço, encastradas numa das extremidades. Foi dimensionado para suportar deslocamentos até  $10\text{ mm}$  nos extremos livres e recorreu ao uso de extensómetros, ligados segundo uma ponte completa de Wheatstone, para aquisição de dados.

Durante os ensaios, o sensor foi colocado numa estrutura fixa enquanto uma das suas lâminas se encontrava em contacto com o cabeçote móvel da máquina, movendo-se em conjunto com o êmbolo.

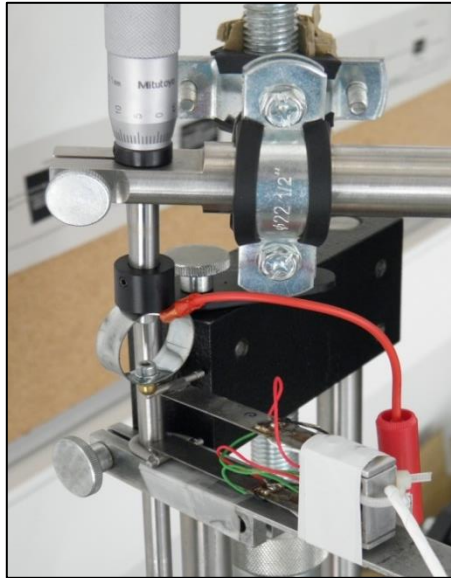


Figura 4.2 Sensor de deslocamento e micrómetro de calibração

Por sua vez, no domínio das forças aplicadas, usou-se para a sua medição um sensor de carga igualmente construído no Departamento de Engenharia Mecânica (Figura 4.3). Este sensor foi projectado para suportar uma força máxima de 8000 *N*. A gama de forças por este suportado revelou-se adequada para a realização dos ensaios efectuados no decorrer deste estudo, mostrando-se também sensível às variações das cargas aplicadas.



Figura 4.3 Sensor de carga e pesos de calibração

Este sensor integra ainda um sistema de extensometria para quantificar as forças nele aplicadas.

O posicionamento dos sensores, na máquina de ensaios, pode ser observado na Figura 4.1.

## 4.2 – Programa de aquisição de dados

Os dados provenientes dos diferentes sensores foram adquiridos através do equipamento NI USB-9162 da National Instruments com entrada USB de alta velocidade (Figura 4.4). Este sistema, capaz de integrar diversos módulos, fez a comunicação entre a informação recebida no módulo e o computador. O módulo usado, NI 9237, inclui ligações em pontes de Wheatstone com quatro canais de entrada de sinais analógicos. Cada canal é programado em termos de excitação, tipo de ponte, resistência de extensômetros, etc.



Figura 4.4 NI USB-9162 e NI 9237 da National Instruments

A aquisição e o processamento da informação, proveniente dos sensores, foram realizados por via de um programa desenvolvido no *software* LabView 2011 (representado no Anexo A). A programação, segundo este *software*, é baseada num fluxo de dados apresentado sob a forma de diagramas de blocos.

Este programa é composto por duas fases distintas. A primeira foi elaborada para fornecer apenas informação proveniente dos sensores de carga e de deslocamento usados nos ensaios de compressão que se encontram no decorrer deste capítulo. A segunda fase foi criada para integrar o sensor de ortopedia no mesmo programa, relacionando a informação dele proveniente com a do sensor de carga, fornecendo os resultados presentes no Capítulo 5.

O programa de aquisição e manipulação de dados segue a sequência de passos apresentada no fluxograma da Figura 4.5, contando com um total de oito etapas distintas, abaixo listadas.



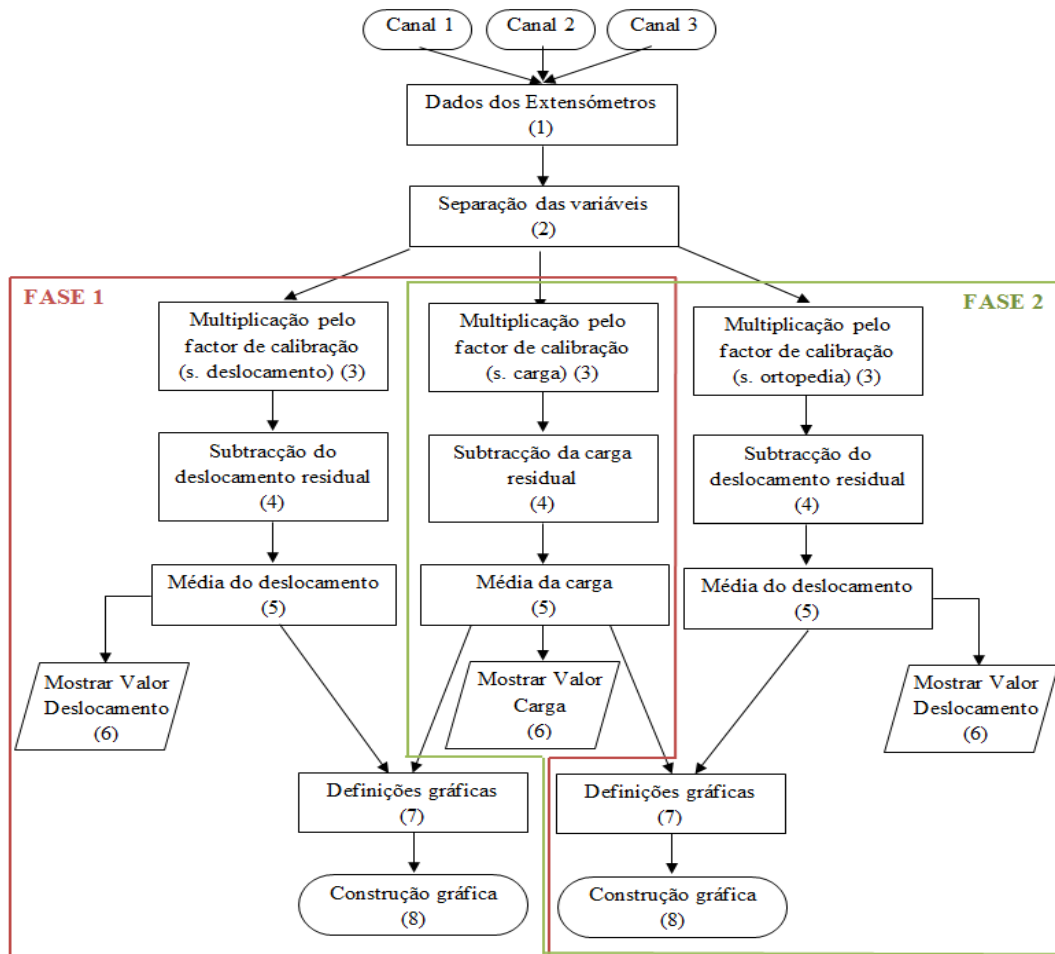


Figura 4.5 Fluxograma do funcionamento do programa desenvolvido em LabView

### **Etapas 1**

O programa inicia-se com a definição dos canais a ler, correspondentes às “portas” físicas do módulo de aquisição utilizado. É igualmente definido o tipo de sinal proveniente dos sensores, neste caso extensão (*strain*), para que em cada tarefa os sinais de entrada analógicos sejam convertidos em sinais digitais.

Os sinais de entrada são valores instantâneos resultantes das forças e deslocamentos dos respectivos sensores, quando testados.

É também estabelecida a frequência de amostragem e o número de amostras, dando-se posteriormente, o início da leitura dos dados de cada canal (Figura 4.6).

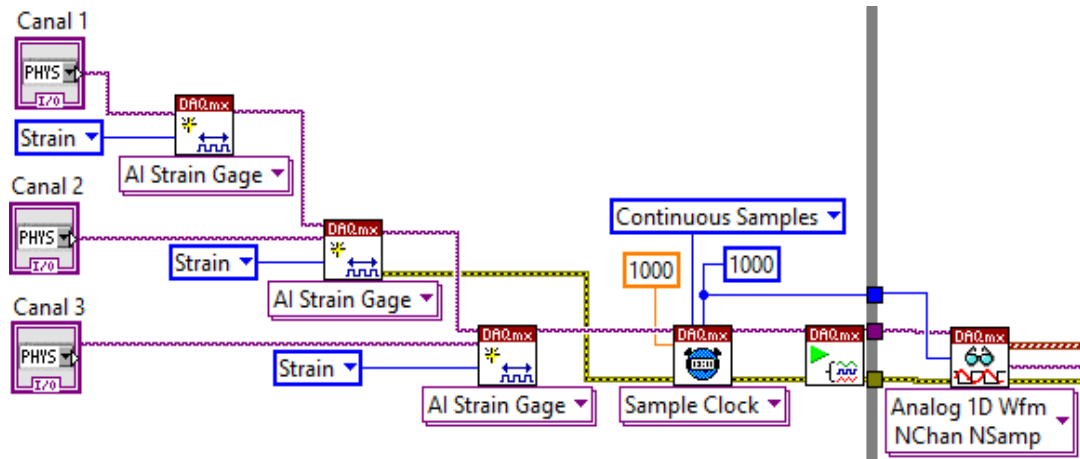


Figura 4.6 Comandos da etapa 1 do programa em LabView

## **Etapa 2**

Nesta etapa, os sinais pré-processados são separados através da utilização de um arranjo (*array*). Este comando redefine a dimensão do sinal dispondo-o matricialmente em diferentes linhas que permitem manipular os dados de cada sensor individualmente (Figura 4.7).

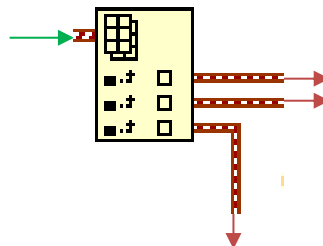


Figura 4.7 Comandos da etapa 2 do programa em LabView

## **Etapas 3 e 4**

Posteriormente são introduzidas as constantes de calibração (determinadas anteriormente) e subtraem-se os valores residuais de cada sensor.

A subtracção dos valores residuais é realizada manualmente, por activação de um botão “true/false”. O accionamento deste comando, no início de cada ensaio, garante que o gráfico (resultado final deste processo) tem início na origem do referencial. Sempre que é premido esta tecla o programa regista o valor e subtrai-o a si mesmo, posicionando-se no zero (Figura 4.8).

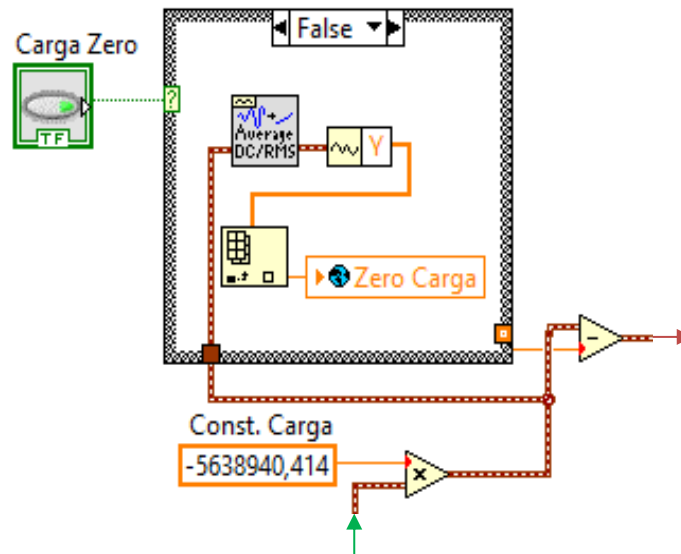


Figura 4.8 Comandos da etapas 3 e 4 do programa em LabView

Este programa foi igualmente utilizado aquando da calibração dos sensores, tendo, para este efeito, a constante de calibração e valor residual assumido os valores 1 e 0 (zero), respectivamente.

### Etapas 5 e 6

Após a subtração dos valores residuais é feita a média das amostras recolhidas. A média é efectuada para que o ruído, causado por ligeiras oscilações de valores provenientes dos extensómetros seja anulado, promovendo resultados mais “limpos”. Esses valores são mostrados para visualização em tempo real (Figura 4.9).

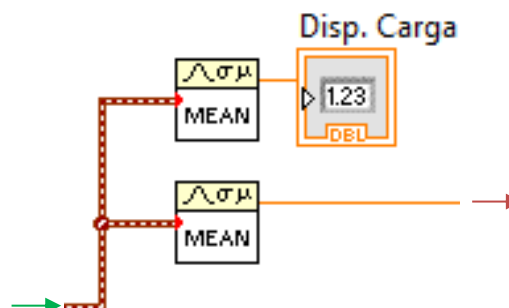


Figura 4.9 Comandos da etapas 5 e 6 do programa em LabView

### **Etapas 7 e 8**

Nestas etapas, os sinais provenientes de diferentes sensores, depois de transformados em sinais dinâmicos, são introduzidos num bloco que permite definir as características gráficas pretendidas.

Cada sinal pode ser direccionado ou para o eixo X, ou para o eixo Y, resultando num gráfico bidimensional capaz de registar, por exemplo, a carga aplicada no sensor de ortopedia em função do seu deslocamento durante os ensaios de compressão (Figura 4.10).

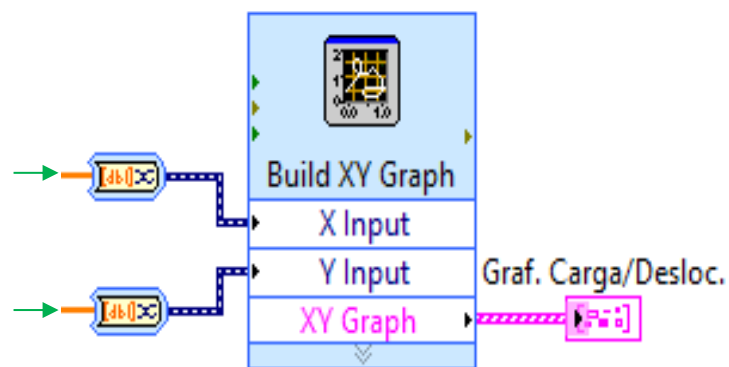


Figura 4.10 Comandos da etapas 7 e 8 do programa em LabView

### 4.3 – Calibração

Antes da sua utilização os sensores necessitaram de ser estaticamente calibrados e de serem inspeccionados, para detecção de eventuais avarias. Este procedimento permitiu a obtenção das constantes de calibração necessárias para a conversão dos dados provenientes dos sensores em forças e deslocamentos.

#### 4.3.1 – Sensor de deslocamento

Decidiu-se que, para estudo do comportamento mecânico do anel, o mesmo seria sujeito a deformações até 4 mm.

Para calibração do sensor de deslocamento recorreu-se a um micrómetro visível na Figura 4.2. A ponta do micrómetro foi colocada em contacto com a extremidade da lâmina do sensor e foram recolhidos valores de extensão para intervalos de meio em meio milímetro.

Na calibração realizaram-se dois ensaios, designados por ensaios de carga e descarga. No primeiro caso, o sensor partiu de uma posição neutra (lâminas não flectidas), até atingir a flexão máxima correspondente a um deslocamento da sua extremidade de 4 mm. O ensaio de descarga diz respeito ao processo inverso, voltando o sensor a atingir a sua posição inicial depois de flectido.

Os resultados destes ensaios, para o sensor de deslocamento, encontram-se na Figura 4.11 apresentados como a relação entre extensão e deslocamento das extremidades das lâminas.

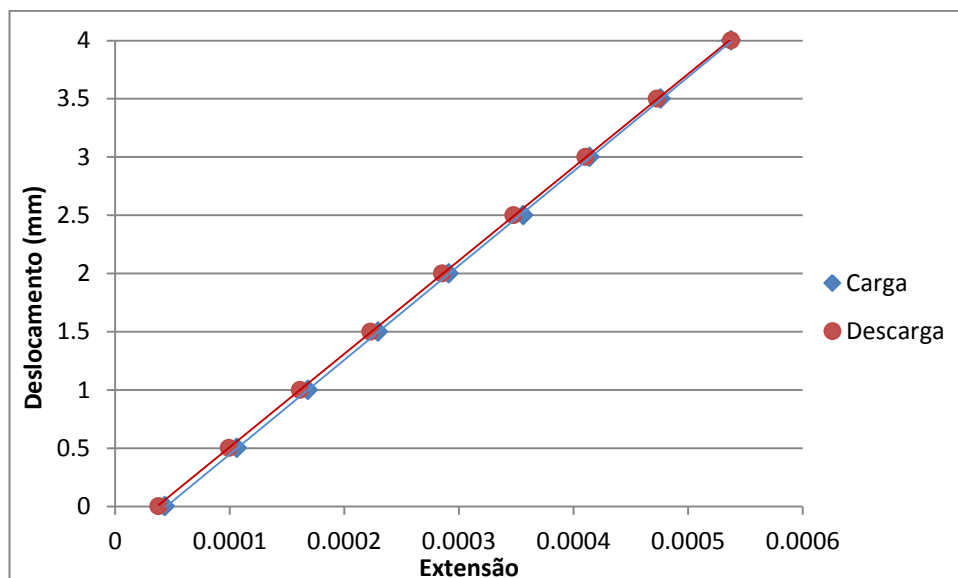


Figura 4.11 Curva de calibração do sensor de deslocamento

Para cada um dos ensaios construiu-se a curva de calibração baseada na interpolação linear dos resultados obtidos. Os dados de ambos os ensaios mostraram um elevado nível de linearidade.

A interpolação linear permite escrever a equação que traduz os valores de extensão em deslocamentos. Para o ensaio de carga essa equação é dada pela equação (4.1), onde  $\delta_{desloc.}^{carga}$  é o deslocamento das lâminas do sensor para o ensaio de carga.

$$\delta_{desloc.}^{carga} = 8097,831 \times \varepsilon - 0,360 \quad (4.1)$$

O coeficiente de determinação,  $R^2$ , para este ensaio é dado pela equação (4.2).

$$R^2 = 99,99\% \quad (4.2)$$

Para o caso da descarga temos a relação entre extensão e deslocamento dada pela equação (4.3), onde  $\delta_{desloc.}^{descarga}$  é o deslocamento das lâminas do sensor para o ensaio de descarga. O coeficiente de determinação,  $R^2$ , para o mesmo ensaio é dado pela equação (4.4).

$$\delta_{desloc.}^{descarga} = 8013,828 \times \varepsilon - 0,292 \quad (4.3)$$

$$R^2 = 100\% \quad (4.4)$$

O coeficiente de determinação é uma medida de qualidade do modelo econométrico. Ao adquirir valores de 100%, ou muito perto disso, indica um bom funcionamento do sensor de deslocamento por apresentar valores com alta linearidade.

A equação (4.5) mostra a equação final para o sensor de deslocamento obtida através da média entre os valores dos ensaios de carga e descarga para esse sensor, onde  $C_1$  é a constante necessária para o gráfico passar na origem (deslocamento residual), determinada automaticamente pelo programa elaborado em LabView.

$$\delta_{desloc.} = 8055,829 \times \varepsilon + C_1 \quad (4.5)$$

### 4.3.2 – Sensor de Carga

Para a calibração do sensor de carga procedeu-se de modo muito semelhante aos passos efectuados para a calibração do sensor de deslocamentos. Porém, em vez de deslocamentos recorreu-se à aplicação de cargas previamente conhecidas (Figura 4.3).

O sensor foi colocado sobre a bancada de trabalho e ligado ao sistema de medição. O ensaio de carga e descarga foram efectuados com recurso a colocação ou remoção dos respectivos pesos calibrados.

Os resultados destes ensaios, para o sensor de carga, encontram-se na Figura 4.12 apresentados como a relação entre extensão e a carga colocada sobre o sensor.

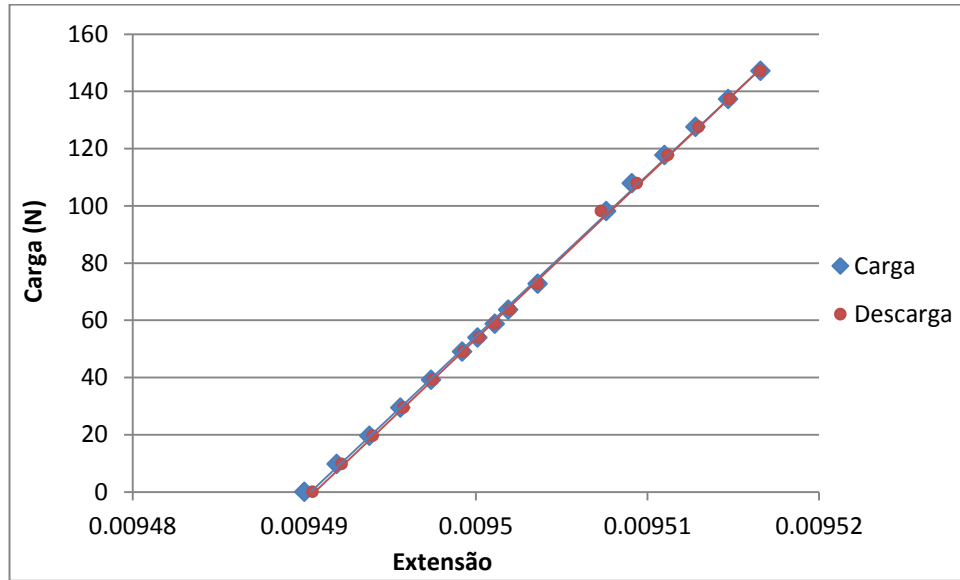


Figura 4.12 Curva de calibração do sensor de carga

A equação obtida pela interpolação linear dos dados do ensaio de carga é dada pela equação (4.6), onde  $P^{carga}$  é a intensidade da carga suportada pelo sensor durante o ensaio de carga.

$$P^{carga} = 5638940,414 \times \varepsilon - 53515,532 \quad (4.6)$$

O coeficiente de determinação,  $R^2$ , para este ensaio é dado pela equação (4.7).

$$R^2 = 99,92\% \quad (4.7)$$

Inversamente, na situação de remoção de pesos, a relação entre extensão e carga é dada pela equação (4.8), onde  $P^{descarga}$  é a intensidade da carga suportada pelo sensor durante o ensaio. O coeficiente de determinação,  $R^2$ , para o mesmo ensaio é dado pela equação (4.9).

$$P^{descarga} = 5688833,414 \times \varepsilon - 53990,408 \quad (4.8)$$

$$R^2 = 99,95\% \quad (4.9)$$

Sendo as curvas de calibração (carga e descarga) praticamente coincidentes, optou-se por escolher a curva que apresenta o maior valor de coeficiente de determinação, ou seja, a curva de calibração do ensaio de descarga.

A equação (4.10) mostra a equação final para o sensor de carga, onde  $C_2$  é a constante necessária para o gráfico passar na origem (carga residual).

$$P = 5688833,414 \times \varepsilon + C_2 \quad (4.10)$$



#### 4.4 – Obtenção do anel

O anel foi obtido a partir de um tubo de latão com 40 *mm* de diâmetro. Para se conseguir a largura pretendida de 13 *mm* para o anel, seccionou-se o tubo, através de um processo de sangramento, no torno mecânico.

Escolheu-se o método de sangramento (Figura 4.13) para obtenção dos anéis devido à alta precisão proporcionada pelo torno e à possibilidade de adquirir bons acabamentos nas arestas de corte.

Apesar da reduzida espessura do anel (1 *mm*), este processo revelou-se relativamente demorado, devido à lenta penetração da ferramenta. A velocidade de penetração foi limitada pela força que o tubo exercia na ferramenta. Quando demasiado elevada, verificou-se a ocorrência de vibrações ou alteração do eixo longitudinal do tubo, podendo resultar num empeno indesejado do tubo e do anel. Este processo foi melhorado através da utilização de líquido lubrificante e refrigerante.

Para melhorar as características do anel, antes de se iniciar o processo de sangramento, efectuou-se um facejamento na extremidade do tubo. Desta forma, removeu-se qualquer tipo de aresta ou imperfeição nele contido.

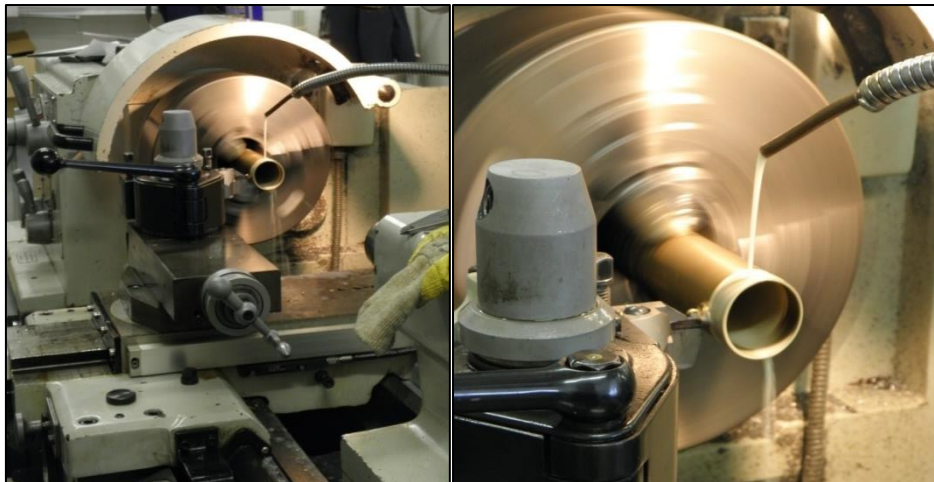


Figura 4.13. Processo de sangramento no torno mecânico

Obtido o anel, procedeu-se à marcação dos quatro furos que se realizaram a partir de um engenho de furar, utilizando uma broca de 4 *mm*.

As perfurações foram previamente marcadas com ajuda de um punção e distanciadas entre si 90°. Esta metodologia auxiliou a furação, garantindo que no momento de aproximação da broca esta não escorregasse na superfície do anel.

## 4.5 – Resultados experimentais

Após todo o processo de calibração e montagem dos sensores, deu-se lugar aos ensaios de compressão do anel.

Os primeiros ensaios foram realizados para anéis sem furos, com as dimensões mostradas na Tabela 3.5, parâmetros geométricos apresentados para os anéis construídos em latão. Os anéis foram submetidos a uma carga de compressão uniaxial, de forma descontínua, até atingirem 4 mm de deformação vertical.

A Figura 4.14 mostra a evolução da força aplicada no anel segundo os deslocamentos impostos.

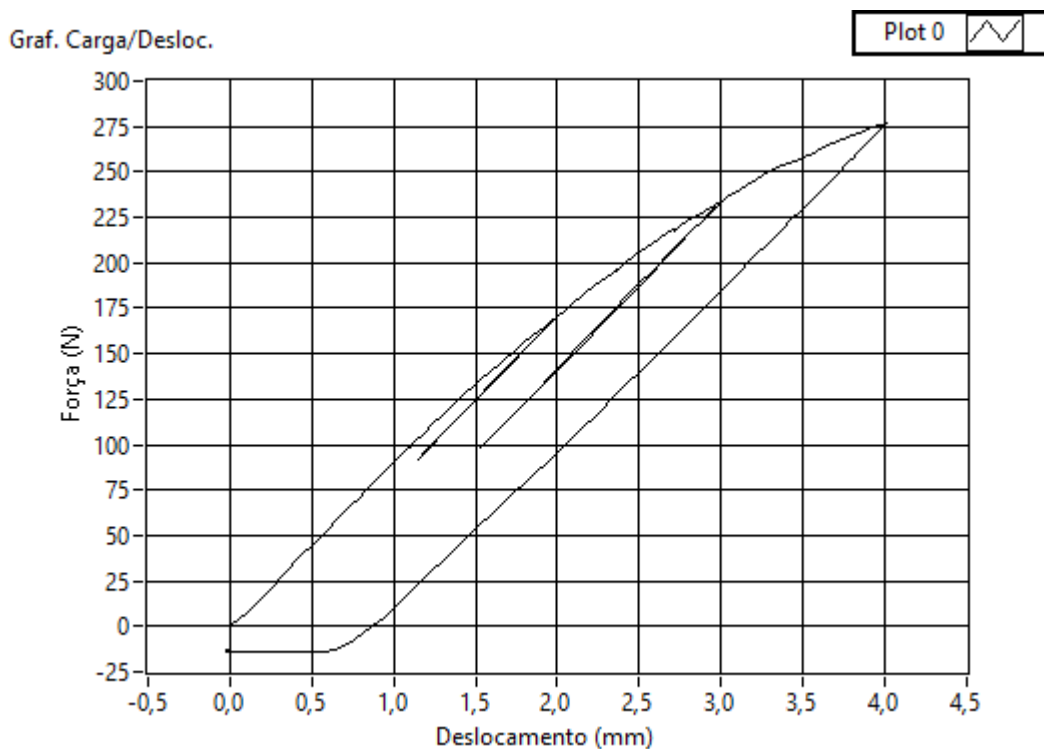


Figura 4.14 Resultados ensaio de compressão para o anel sem furos

Ao atingir os 2 mm de deformação (deformação para a qual o anel foi projectado) reduziu-se a força aplicada para verificar uma eventual entrada no regime de deformação plástica.

Os resultados numéricos, que previram uma possível entrada em regime plástico para deformações inferiores a 2 mm, vieram a confirmar-se através da realização destes ensaios práticos. Esta conclusão foi obtida através da análise do gráfico da Figura 4.14 que apresenta

curvas de carga e descarga não coincidentes, indicando a existência do fenómeno de encruamento.

O mesmo procedimento, de alívio da força aplicada ao anel, foi realizado ao serem atingidos os patamares de 3 e de 4 *mm* de deformação, tendo-se executado, neste ultimo caso, a descarga total das forças aplicadas. Nestas fases, o aumento gradual das deformações traduziu-se num aumento significativo da plastificação do material.

Para nova validação do modelo numérico, os resultados anteriormente obtidos foram comparados com os resultados experimentais. A Figura 4.15 apresenta a sobreposição dos dois casos, através da qual é possível afirmar que os resultados computacionais são muito próximos aos do caso prático, antes da tensão de cedência ser atingida. Pode-se, deste modo, validar o código numérico desenvolvido.

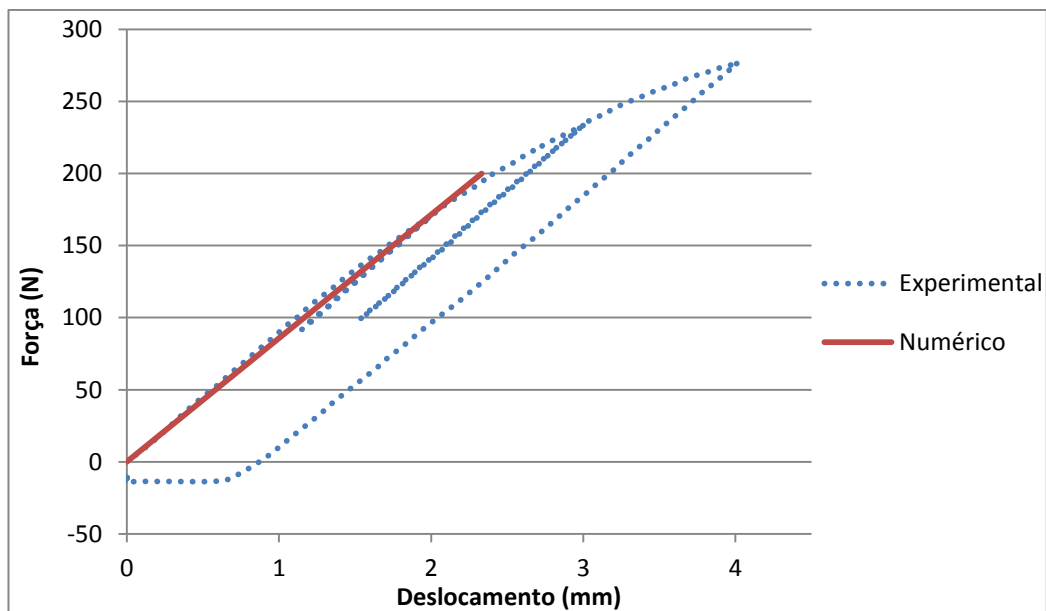


Figura 4.15 Comparação dos resultados experimentais e numéricos para o anel sem furos

Estes resultados permitiram a confirmação de que as características mecânicas do latão anteriormente consideradas, nomeadamente a tensão de cedência e o módulo de elasticidade se encontravam perto dos valores reais.

Na sequência dos testes práticos, realizaram-se também ensaios para o anel na sua configuração final (com quatro furos de 4 *mm* de diâmetro, como apresentado na Figura 3.25), seguindo a mesma metodologia do caso anterior. Os resultados deste ensaio estão presentes na Figura 4.16.

A presença de furos no anel, devido à concentração de tensões por eles causada, apresentou maiores níveis de plasticidade em cada um dos patamares de descarga, como já tinha sido previsto através dos resultados obtidos por via numérica.

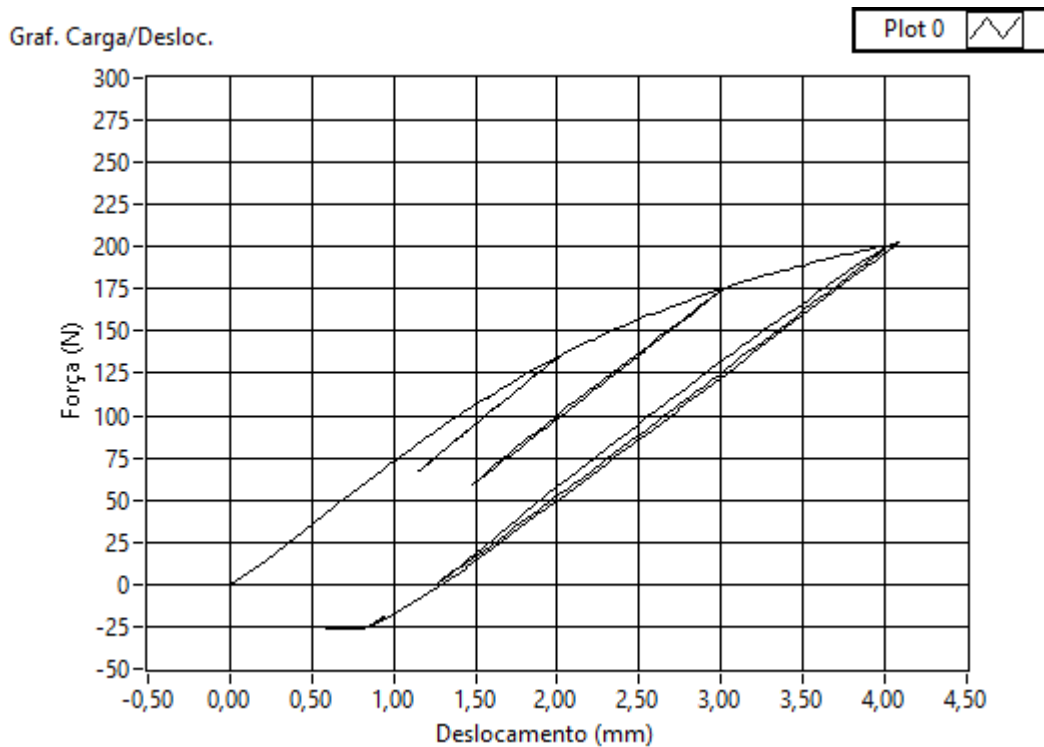


Figura 4.16 Resultados ensaio de compressão para o anel com quatro furos

Consequência da introdução de furos foi também a diminuição da força necessária para atingir iguais níveis de deformação. Enquanto para o primeiro caso a força necessária para deformar o anel em 4 mm rondou os 290 N, no anel furado, para os mesmos deslocamentos, a força foi cerca 225 N.

De notar, que nos últimos gráficos apresentados, no fim do processo de descarga, os resultados atingiram valores de força negativos, fruto de uma ligeira pré-tensão aplicada antes do início da monitorização dos resultados.

A deformação plástica é iniciada quando as tensões de um corpo atingem valores capazes de igualar a tensão de cedência. O prosseguir das deformações plásticas, regra geral, obriga a um estado de tensões diferente do inicial, que depende do nível de plasticidade sofrida pelo material. O fenómeno de encruamento, associado à entrada no regime plástico, determina que a tensão limite de elasticidade varia com o evoluir das deformações nesse mesmo regime, definindo, deste modo, novas condições de progressão. [25]

Foi através do fenómeno de encruamento que surgiu a solução para o facto de o sensor ter de actuar segundo um regime linear elástico. Ao ser comprimido em 4 mm, o anel, adquiriu um novo valor para a tensão limite de elasticidade, de tal modo que, o anel (nesta fase de geometria oval) passou a suportar deformações superiores a 3 mm exclusivamente dentro do regime linear elástico.

Para garantir a veracidade desta afirmação, realizou-se um novo ensaio de compressão utilizando o mesmo anel, logo após ter sido deformado. O resultado deste novo ensaio encontra-se na Figura 4.17, comprovando o que foi anteriormente referido.

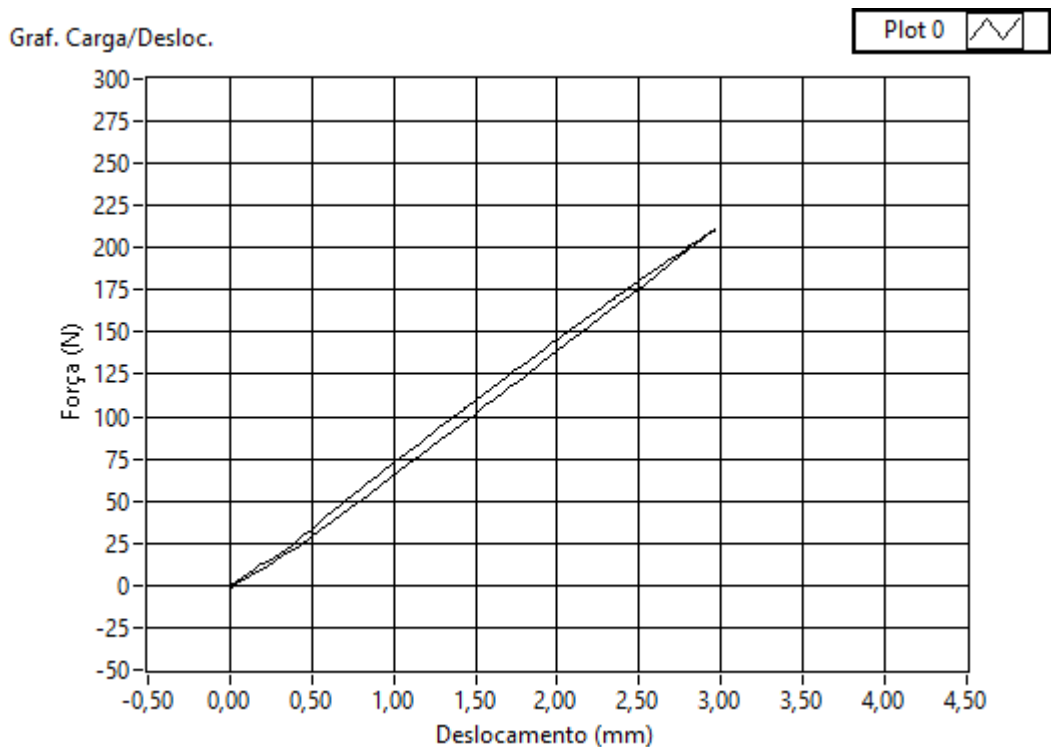


Figura 4.17 Regime linear elástico do anel previamente deformado (4 mm)

Apesar das curvas de carga e descarga não se sobreporem, o seu trajecto não foi originado por fenómenos de plastificação mas devido ao efeito de histerese (as suas extremidades unem-se nos mesmos pontos). A histerese pode ser interpretada como a perda de energia durante o ciclo de deformação e recuperação do material (por exemplo, sob a forma de calor), causada pelo atrito entre planos internos que escorregam ou deslizam entre si. A adicionar a este efeito tem-se a acomodação a que o anel fica sujeito nas várias superfícies de contacto. A perda energética num ciclo de carga e descarga é igual à área contida entre as duas curvas. [26]

Apesar do efeito de histerese poder criar alguma disparidade entre os resultados obtidos nas diferentes fases do carregamento, considera-se que essas diferenças são suficientemente

pequenas para poderem ser desprezadas e considerar-se o anel, depois de sujeito ao processo de encruamento, capaz de satisfazer as necessidades inerentes a este projecto.

A Figura 4.18 mostra esquematicamente alguns dos assuntos abordados, como por exemplo, a pré-tensão, o efeito de histerese e o novo campo de deslocamentos sob regime linear.

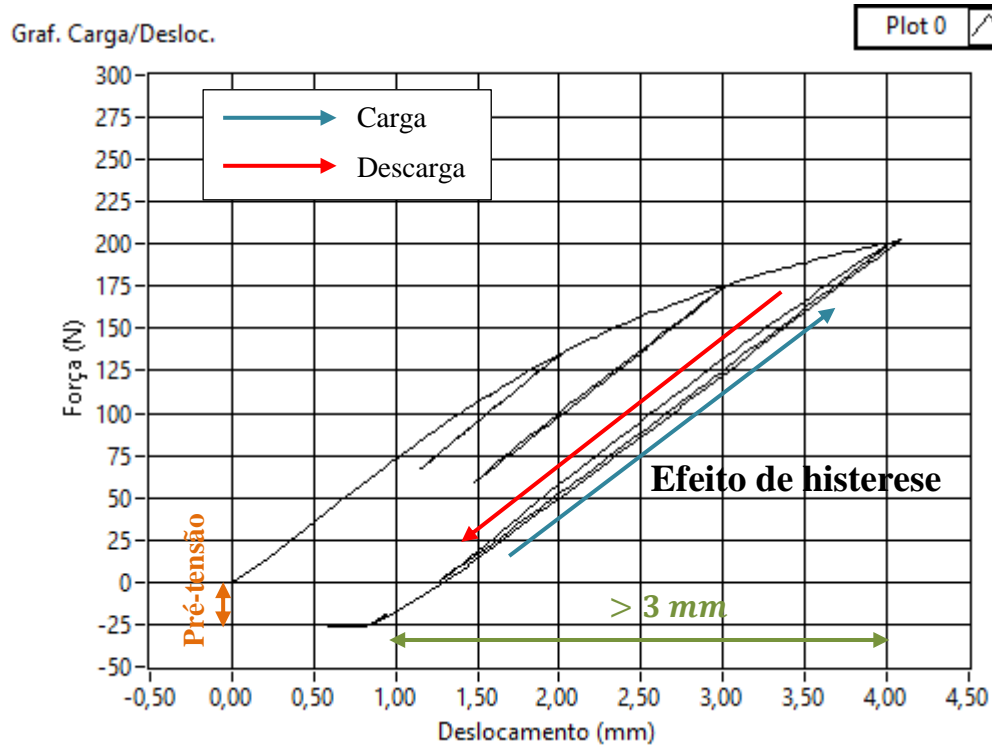


Figura 4.18 Esquematização dos resultados obtidos

## 4.6 – Extensómetros

Os extensómetros utilizados na elaboração deste projecto são extensómetros uniaxiais fabricados pela empresa Vishay MicroMeasurements e de modelo EA-06-125BZ-350/LE, geralmente utilizados no Laboratório de Mecânica Estrutural. Os componentes necessários para a correcta aplicação são, em parte, produzidos pelo mesmo fabricante.

O processo de optimização da geometria do sensor de carga teve em conta as limitações físicas impostas pelo tamanho do extensómetro. Apesar das suas reduzidas dimensões, garantiu-se que o sensor dispunha de espaço suficiente para o alojar nas zonas de maior sensibilidade.

O modelo escolhido possui uma base com 3 mm de largura, onde estão incorporados os filamentos. Possui uma resistência de 350  $\Omega$  e um factor de extensómetro de 2,115, bem como uma boa adaptabilidade a materiais metálicos, particularmente ao latão.

### 4.6.1 – Colagem

A colagem dos extensómetros à peça base é realizada com o anel já deformado pelo ensaio de compressão, e é antecedida por uma sequência de passos minuciosos, abaixo descritos, realizados para reduzir as probabilidades de uma possível fonte de erro proveniente deste processo. Uma colagem correcta garante que a base do extensómetro sofre exactamente as deformações da peça onde está inserido.

1º - Sobre o anel foi colocada fita adesiva transparente para marcar a localização das principais directrizes e terminais dos extensómetros. Realizado este passo, retirou-se a fita e colocaram-se sobre as marcações efectuadas os extensómetros e os respectivos terminais (Figura 4.19).

2º - A superfície do anel foi limpa com lixas de grão fino (220 e 320) e com o objectivo de eliminar eventuais defeitos superficiais, remoção de óxidos e sujidade, sendo na fase final passada com uma gaze embebida em álcool desengordurante (Isopropyl Alcohol M-LINE GC-6), aplicado segundo uma única direcção para que a sujidade não retomassem a zona de colagem.

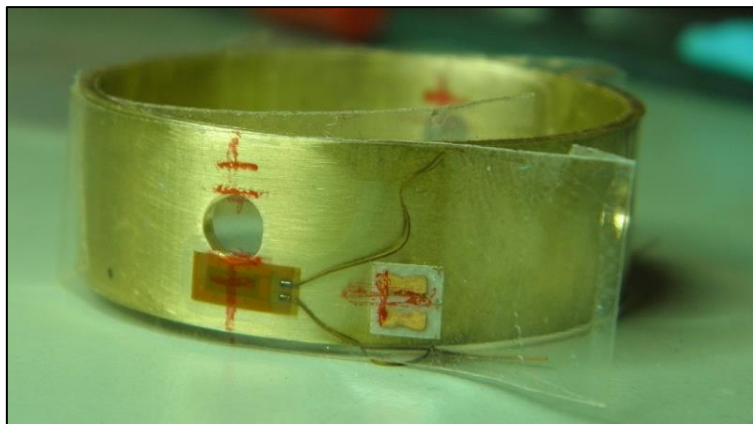


Figura 4.19 Posicionamento dos extensómetros e terminais

3º - Limpo o anel, procedeu-se à recolocação das fitas já com os extensómetros e com os terminais nas posições anteriormente marcadas.

Com auxílio de uma pinça, levantaram-se as fitas adesivas, respeitando o ângulo de descolagem, para aplicação de cola de cianoacrilato entre o anel e as bases dos extensómetros. Este processo revestiu-se de enorme cuidado para evitar excessos de cola que pudessem vir a colar mais que o desejável, como a própria fita ou os “bigodes”, fios que fazem a ligação dos extensómetros aos terminais.

4º - Após a colocação da cola, baixou-se novamente a fita adesiva e aplicaram-se garras de pressão que mantiveram o conjunto numa posição estável durante o processo de secagem. Para evitar danos no equipamento colocaram-se borrachas entre as garras e os extensómetros, como mostra a Figura 4.20.



Figura 4.20 Método de posicionamento durante a colagem



5º - Completada a secagem, retiraram-se as fitas adesivas e realizou-se a ligação dos “bigodes” aos terminais eléctricos, com solda de estanho, de forma a construir um circuito em ponte completa de Wheatstone.

6º - Finalmente, aplicou-se uma camada de verniz (M-Bond 43B) para proteger os circuitos eléctricos de ambientes corrosivos e conferir-lhe maior rigidez. A Figura 4.21 mostra o sensor finalizado, após todo o processo anteriormente descrito.

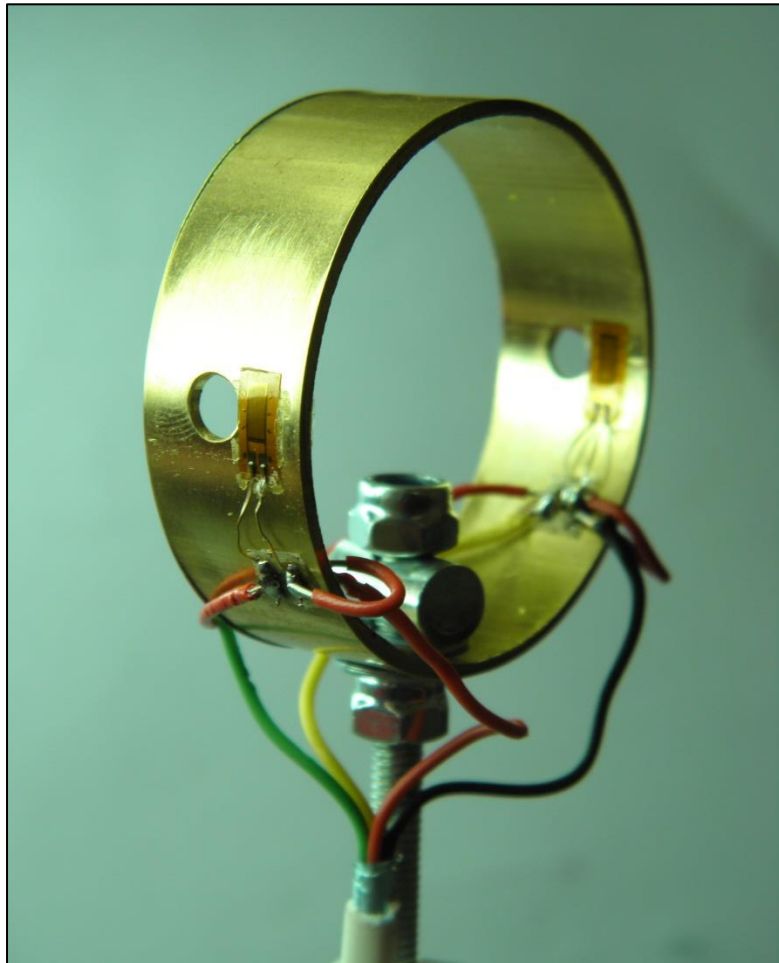


Figura 4.21 Anel após a colagem dos extensómetros e ligação em ponte de Wheatstone

#### 4.6.2 – Ligação em ponte de Wheatstone e calibração

Após a colagem, os extensómetros, dispostos no anel como mostrado na Figura 4.22, foram ligados segundo uma ponte completa de Wheatstone. A colocação dos fios, que permitiu a criação dessa ponte, foi realizada por soldadura de circuitos eléctricos com adição de estanho.

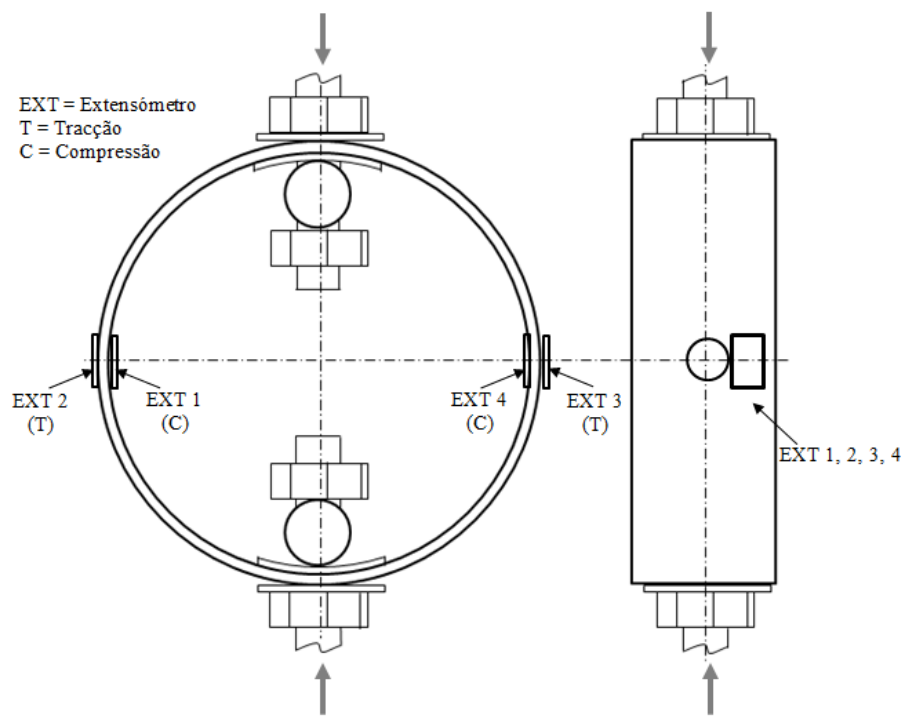


Figura 4.22 Localização dos extensómetros no anel

A ligação foi efectuada de forma a maximizar a tensão de saída ( $V_{out}$ ) dada pela equação (3.8), não esquecendo que extensómetros colocados à tracção e à compressão produzem tensões, à saída, com sinais opostos.

O cabo que assegurou a ligação entre o anel e o sistema de aquisição de dados era composto por quatro fios de diferentes cores (amarelo, verde, preto e vermelho). Na disposição dos diferentes fios no anel foi dada especial atenção para que as suas ligações correspondessem aos sinais de entrada e saída de sinal (positivos e negativos) e da mesma forma fossem ligados aos correspondentes no aparelho de aquisição de dados (Figura 4.23).

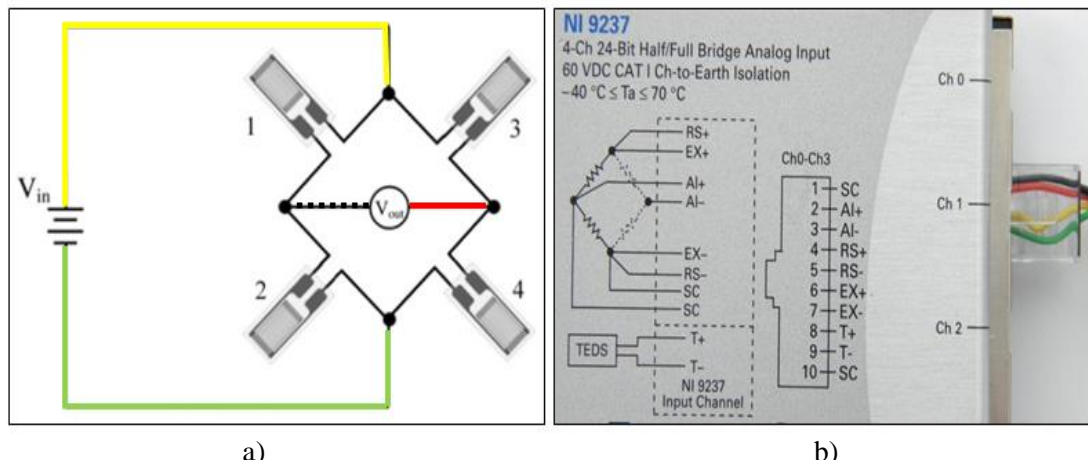


Figura 4.23 a) Cor da cablagem na ligação em Ponte completa de Wheatstone b) ligação ao modulo de aquisição de dados

Sendo o principal objectivo deste sensor a monitorização do deslocamento relativo entre as extremidades do osso, efectuou-se a sua calibração para que o seu sinal de saída fosse apresentado sob a forma de deslocamento.

À semelhança das calibrações realizadas anteriormente, este sensor foi calibrado na prensa mecânica. Os dados recolhidos, presentes na Figura 4.24, resultaram do cruzamento da informação proveniente do sensor de ortopedia com a do sensor de deslocamento.

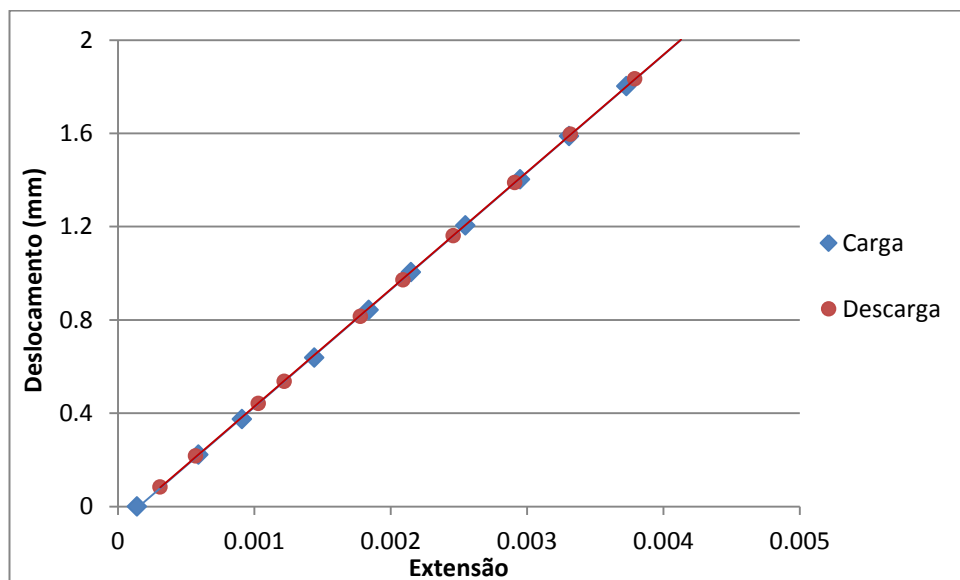


Figura 4.24 Curva de calibração do sensor de ortopedia

A Figura 4.24 mostra que as duas curvas, a de carga e a de descarga, encontram-se sobrepostas e com comportamento linear, não apresentando erros aparentes ocorridos durante o ensaio de calibração.

As ínfimas diferenças presentes entre as duas curvas, obtidas através de interpolações lineares, podem ser verificadas através de uma análise às suas equações.

Para o caso do ensaio de carga, a equação que traduz a evolução dos valores de extensão pelo deslocamento é dada pela equação (4.11), onde  $\delta_{ortop.}^{carga}$  é a deformação do sensor de ortopedia no ensaio de carga.

$$\delta_{ortop.}^{carga} = 502,911 \times \varepsilon - 0,078 \quad (4.11)$$

O coeficiente de determinação,  $R^2$ , para este ensaio é dado pela equação (4.12).

$$R^2 = 99,99\% \quad (4.12)$$

A equação (4.13) é a equação obtida através da interpolação linear do ensaio de descarga, onde  $\delta_{ortop.}^{descarga}$  é a deformação do anel durante esse processo, enquanto a equação (4.14) mostra o seu coeficiente de determinação  $R^2$ .

$$\delta_{ortop.}^{descarga} = 503,396 \times \varepsilon - 0,075 \quad (4.13)$$

$$R^2 = 100\% \quad (4.14)$$

A equação (4.15) mostra a equação final para o sensor de ortopedia, obtida através da média dos valores de carga e descarga, onde  $C_3$  é a constante necessária para o gráfico passar na origem (deslocamento residual), determinada automaticamente pelo programa elaborado em LabView.

$$\delta_{ortop.} = 503,154 \times \varepsilon + C_3 \quad (4.15)$$

## 4.7 – Fixação do sensor

Para efectuar a ligação do sensor ao fixador externo de Ilizarov foi necessário criar um conjunto de estruturas que de acordo com o estudo realizado, permitisse a colocação do sensor o mais próximo do osso e ligado aos elementos que o atravessam (cravos roscados e cabos tensionados).

Da investigação realizada concebeu-se, no laboratório, uma estrutura metálica, no total de quatro peças, fabricadas em alumínio, com secção rectangular e com as seguintes dimensões ( $20 \times 15 \times 5 \text{ mm}$ ) como mostra a Figura 4.25.

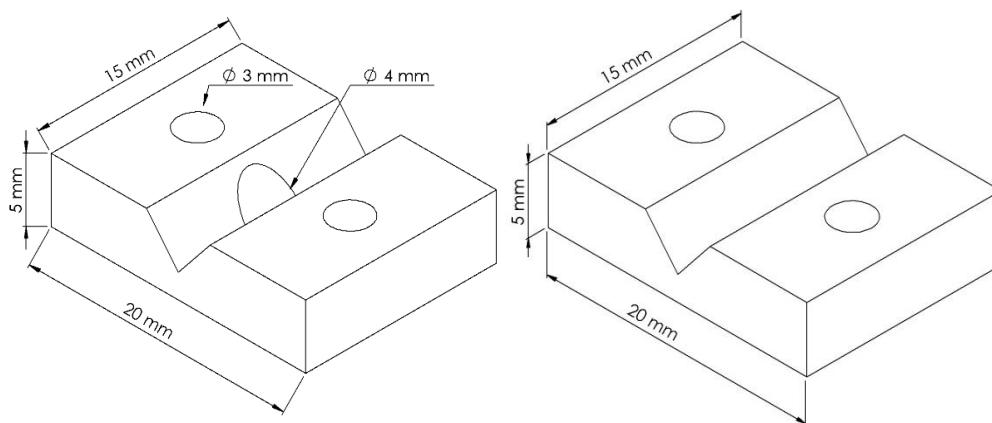


Figura 4.25 Elementos de ligação e respectivas dimensões

Todas as peças contêm um “rasgo” de secção triangular e dois furos com 3 mm de diâmetros. Estas estruturas metálicas abraçam os cravos roscados que ficam instalados nas ranhuras, sendo o aperto regulado por parafusos que atravessam os furos de 3 mm. Na metade inferior deste conjunto de aperto, foi ainda aberto um furo roscado de 4 mm de diâmetro, onde se apertou um varão roscado da mesma dimensão. Este varão permite a ligação do anel aos elementos de suporte de estrutura óssea. A Figura 4.26 ilustra a montagem do anel e dos respectivos elementos de ligação.

A ligação dos varões roscados ao anel foi efectuada através do aperto recorrendo a um conjunto de porcas que, para além do posicionamento, permitiram também eliminar eventuais folgas que pudessem existir no sistema. Na colocação do anel foi aplicada uma ligeira pré-tensão de tracção, de modo a aumentar a sua gama de deformações, evitando que o seu funcionamento ocorresse perto do limite de elasticidade.

Foi nesta fase de ligação dos elementos que se colocaram algumas anilhas e cilindros para redução de tensões nesse local, como referido anteriormente no Capítulo 4.



Figura 4.26 Vista explodida do anel e restantes elemento de ligação

O nível de estabilidade conferida pelo sistema de fixação do anel ao aparelho de fixação externa foi uns dos aspectos mais importantes na sua elaboração. Um sistema pouco estável e com a presença de folgas causaria perturbações nos resultados obtidos, diminuindo a sua qualidade e podendo por em causa a fiabilidade do sensor desenvolvido. Assim sendo, no caso do varão roscado, na ligação às peças de alumínio, aplicou-se também cola para evitar uma eventual folga que pudesse adulterar os resultados.

A Figura 4.27 ilustra a montagem do sistema de medição no fixador externo de Ilizarov.

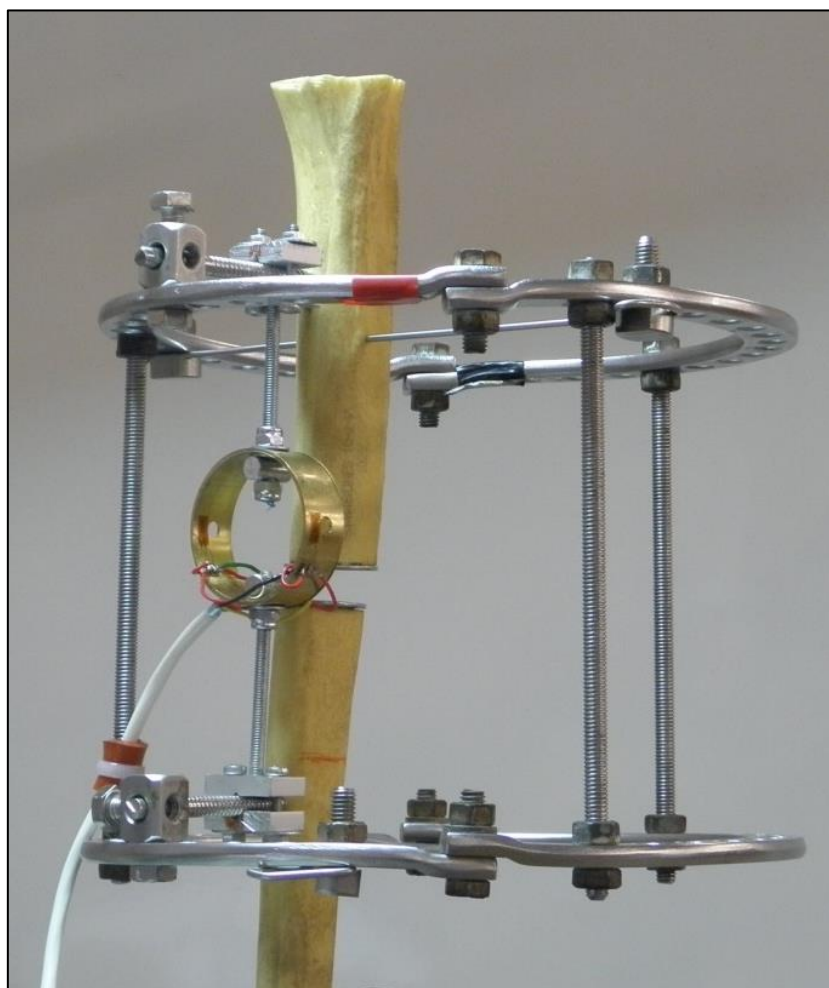


Figura 4.27 Montagem do sensor de ortopedia





## **5 – FIXADOR + SENSOR – ENSAIO EXPERIMENTAL**

Os resultados finais foram obtidos através de ensaios de compressão realizados na máquina de ensaios, à semelhança do que já tinha sido apresentado. Efectuaram-se vários ensaios, segundo os quais se tentou simular a evolução ósseo-regenerativa presente num caso real, através da inserção de materiais com diferentes características, na zona de descontinuidade óssea provocada pela fractura. No preenchimento dessa zona usaram-se materiais como a cortiça, proveniente de uma rolha de garrafa, aglomerado de borracha e por fim, uma porca de aço.

Para a concretização destes resultados foi necessário proceder à alteração da máquina de ensaios para que o fixador externo de Ilizarov, devido às suas dimensões, pudesse ser aí colocado. De modo a usufruir de um maior espaço vertical, retirou-se o cabeçote móvel e o cabeçote fixo, substituindo-os por um novo cabeçote, desta vez de menor espessura, produzido para este propósito.

As alterações realizadas na máquina de ensaios encontram-se representadas na Figura 5.1, onde também é possível visualizar o fixador externo de Ilizarov pronto para a realização dos ensaios (sensor de carga colocado na extremidade inferior do modelo e sensor de ortopedia montado).

## 5.1 – Ensaio 1

O primeiro ensaio realizou-se sem a presença de qualquer material na zona de descontinuidade óssea, simulando o processo de cicatrização numa fase precoce (0% de consolidação).



Figura 5.1 Máquina de ensaios com novo cabeçote para a realização dos ensaios finais

O ensaio realizou-se até serem atingidos os 2 *mm* de deformação no sensor de ortopedia, tendo-se registado a evolução da carga em função desse deslocamento.

A Figura 5.2 exhibe os resultados deste primeiro ensaio onde se verifica um comportamento próximo do linear, durante o processo de carregamento, com um ligeiro acréscimo da rigidez do sistema com o decorrer do ensaio.

No instante em que foram atingidos os 2 *mm* de deslocamento, o sensor de carga, colocado na extremidade inferior do osso (para que fosse possível identificar a carga aplicada ao sistema), registou uma força de 282 *N*. Este valor de carga foi usado como valor de referência nos ensaios seguintes.

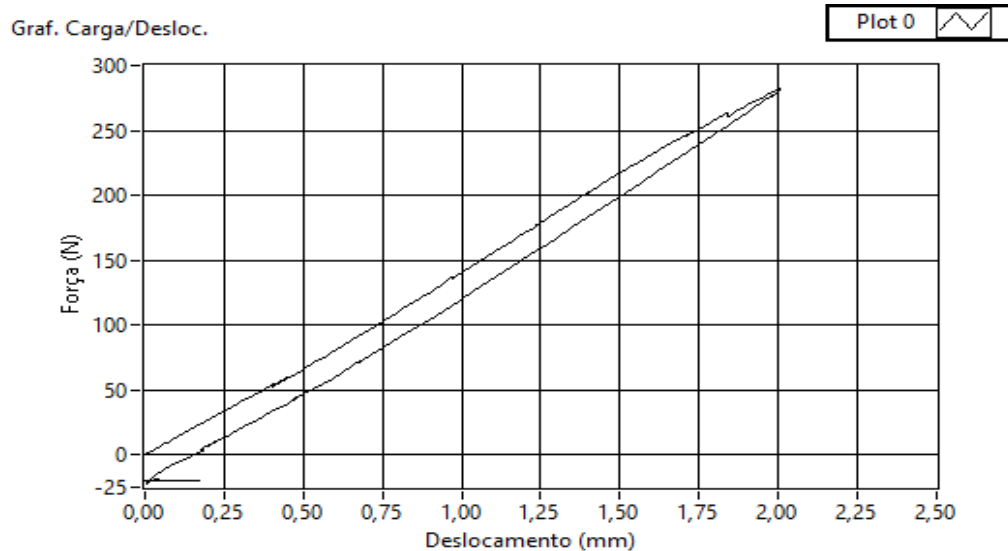


Figura 5.2 Gráfico de resultados do Ensaio 1

A Figura 5.3 ilustra o fixador de Ilizarov no momento final do Ensaio 1, instante em que o sensor registava 2 mm de deformação. No entanto, verificou-se que os deslocamentos entre extremidades do osso apresentavam uma ligeira diferença, comparativamente aos valores registados pelo sensor. Esta pequena diferença justifica-se pelo facto de o sensor estar localizado no exterior do membro lesado e não no exacto local da fractura.

Como relatado no Capítulo 2, esta pequena diferença refere-se à maior ou menor aproximação da colocação do sensor em relação ao osso.



Figura 5.3 Deformação máxima atingida durante o Ensaio 1

## 5.2 – Ensaio 2

Para a realização do Ensaio 2 inseriu-se uma porção de cortiça, retirada de uma rolha, na zona de descontinuidade óssea, como mostra a Figura 5.4. A rolha foi cortada com as dimensões necessárias para garantir um bom ajuste no espaço no qual iria ser inserida, minimizando as folgas entre ela e o osso. Para esse efeito, foram igualmente coladas duas anilhas, uma em cada extremidade do osso, tornando a superfície de contacto mais regular.

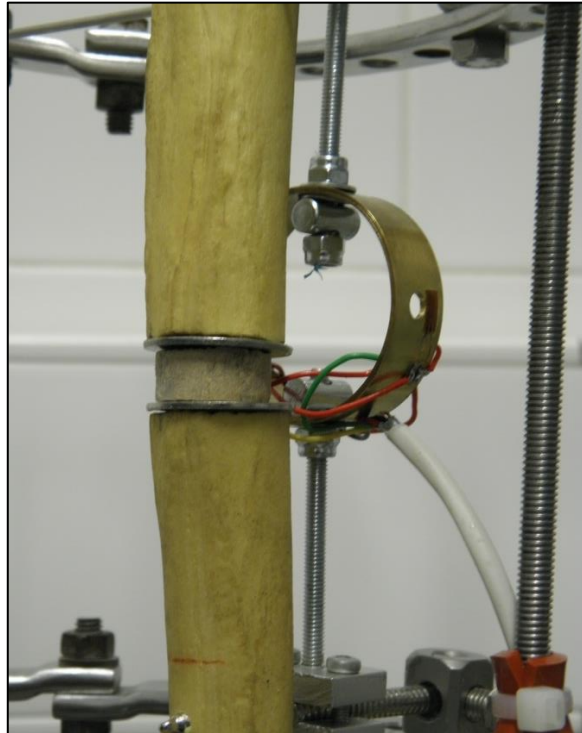


Figura 5.4 Cortiça inserida na zona de fractura

Os resultados obtidos neste ensaio são apresentados no gráfico da Figura 5.5, onde se verifica uma diminuição do deslocamento registado pelo sensor para um ensaio sujeito à mesma carga do ensaio anterior. A introdução da cortiça resultou numa diminuição dos deslocamentos superior a 50%, face aos resultados obtidos no primeiro ensaio.

Ao longo do processo de carregamento são observados diversos picos causados pela cedência da cortiça ao ser comprimida. Esses picos foram agravados pelo facto de o ensaio não ter sido realizado a velocidade constante (consequência de um processo de execução manual). Os momentos de paragem de maior duração reverteram-se em picos com maior amplitude.

Verificou-se que em todos os ensaios os gráficos de resultados mostram curvas de carga e descarga não coincidentes. No entanto, esta ocorrência é mais evidente neste segundo ensaio.

Devido à complexidade estrutural do fixador externo, às irregularidades superficiais do osso e às imperfeições contidas nos ensaios de compressão, tornou-se difícil apurar uma origem evidente para este acontecimento. Todavia, considerou-se que a adaptação e o acomodar dos componentes do fixador externo de Ilizarov aos componentes da máquina de ensaios, durante a compressão, foi o factor de maior preponderância para a diferença entre curvas.

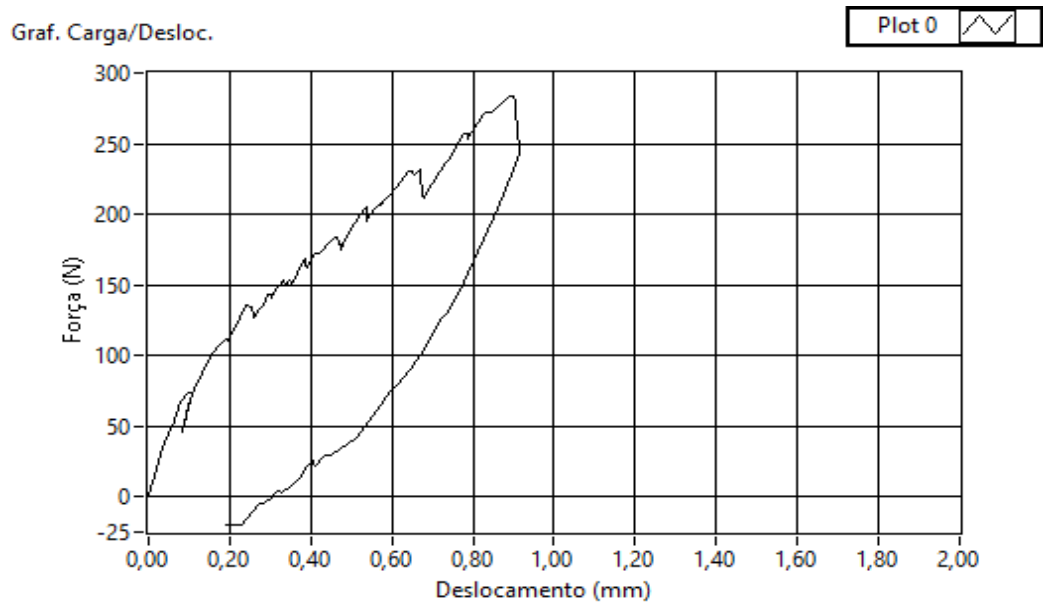


Figura 5.5 Gráfico de resultados do Ensaio 2

### 5.3 – Ensaio 3

Para o terceiro ensaio, a rolha de cortiça foi substituída por um pedaço de aglomerado de borracha (Figura 5.6).

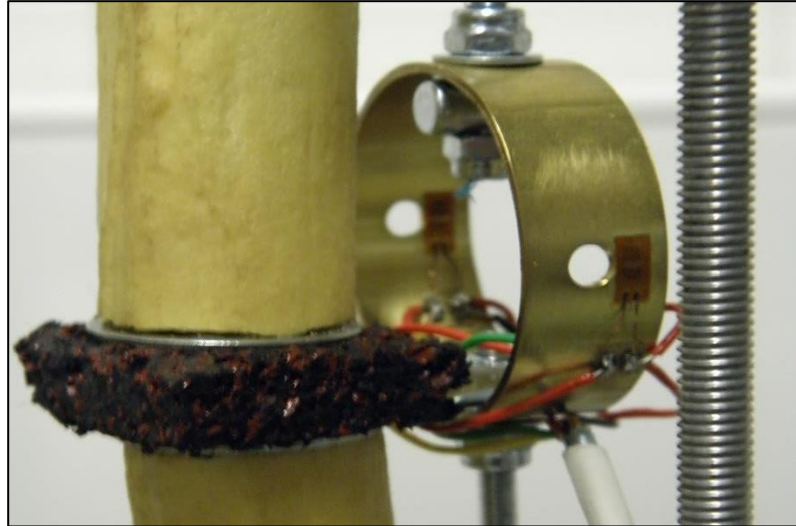


Figura 5.6 Aglomerado de borracha inserido na zona de fractura

Os resultados obtidos mostraram que o aglomerado de borracha, para além de apresentar maior rigidez que o material utilizado no teste anterior (cortiça), não apresentava sinais de cedência tão evidentes. A Figura 5.7 mostra o gráfico do ensaio com o aglomerado de borracha.

Face aos resultados alcançados no Ensaio 1, este ensaio apresentou uma redução cerca de 70 % nos deslocamentos registados pelo sensor de ortopedia, diminuindo de 2 mm para 0,6 mm.

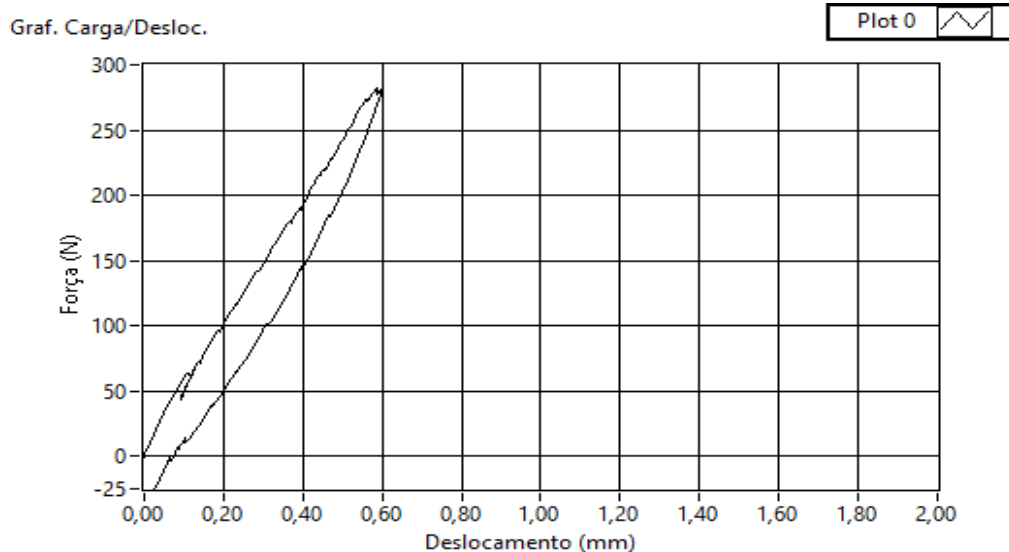


Figura 5.7 Gráfico de resultados do Ensaio 3

## 5.4 – Ensaio 4

O Ensaio 4 foi o último desta sequência de ensaios para apurar a resposta do sensor de ortopedia quando sujeito aos estímulos impostos durante um processo de consolidação de uma fractura óssea.

Neste ensaio voltou-se a aumentar a rigidez na zona do calo-ósseo através da colocação de uma porca metálica, com as dimensões adequadas para o preenchimento total da fissura.

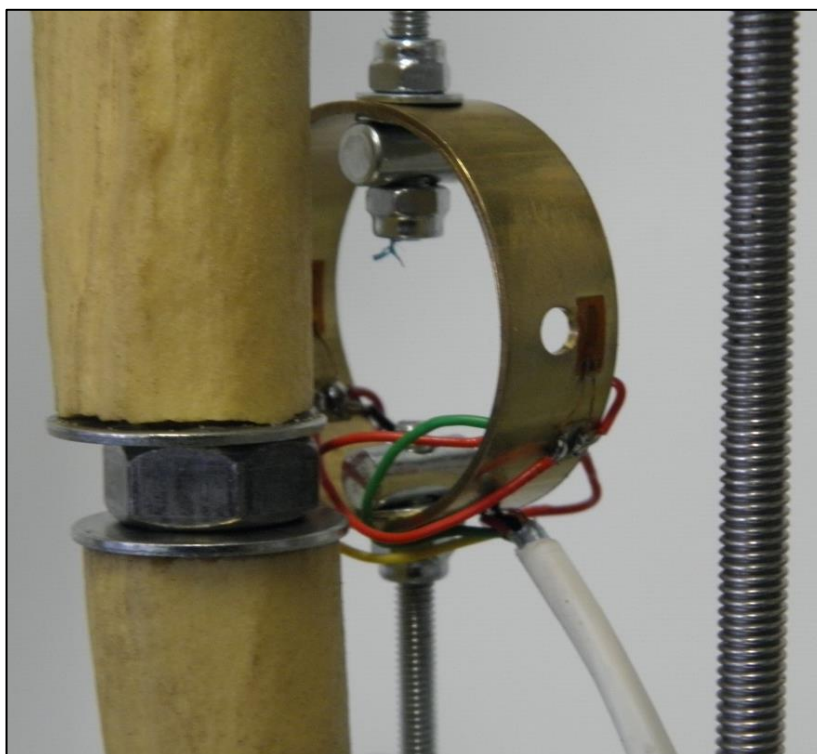


Figura 5.8 Porca metálica inserida na zona de fractura

Os resultados são apresentados sob a forma de gráfico na Figura 5.9.

Na sequência do que já tinha sucedido, um novo aumento de rigidez do calo-ósseo traduziu-se numa diminuição dos deslocamentos de todo o sistema. A elevada rigidez da porca deu origem a deslocamentos inferiores a  $0,05\text{ mm}$  (uma redução perto dos 100%), pelo que se pode constatar na Figura 5.9 e mais em pormenor na Figura 5.10.

Verificou-se ainda que no início do ensaio, o sensor de ortopedia registou valores negativos de deslocamento, que logicamente significaria que este foi sujeito a esforços de tracção.

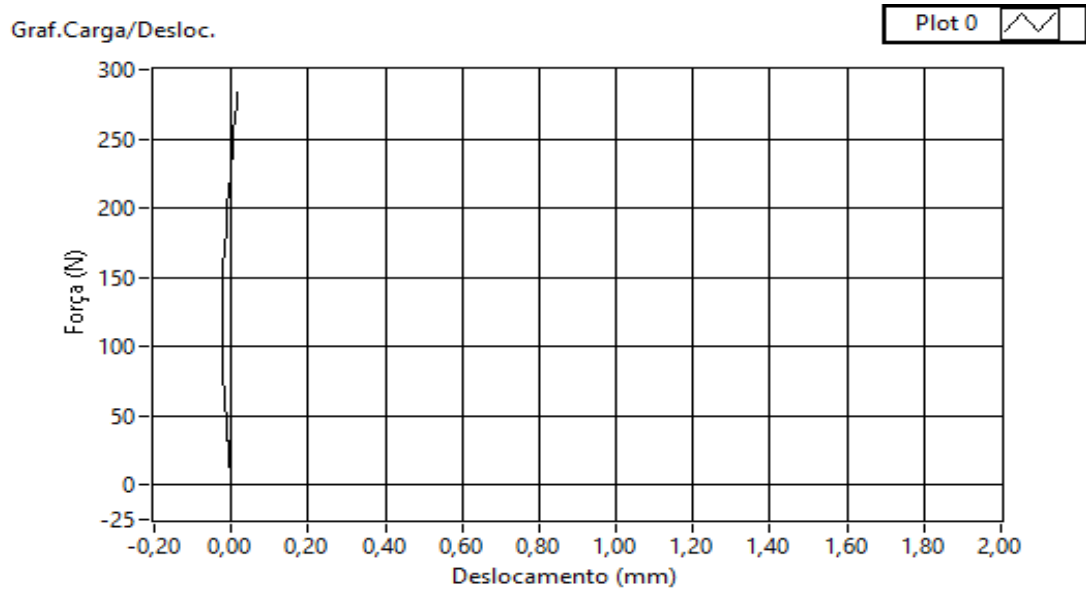


Figura 5.9 Gráfico de resultados do Ensaio 4

Uma vez que todos os ensaios foram realizados apenas a testes de compressão, assumiu-se que tal efeito foi causado pela acomodação das várias superfícies durante o carregamento, fazendo com que tensões num campo tridimensional se sobrepusessem à tensão para qual o sensor foi projectado (tensão uniaxial), originando alterações nos sinais captados pelos extensómetros.

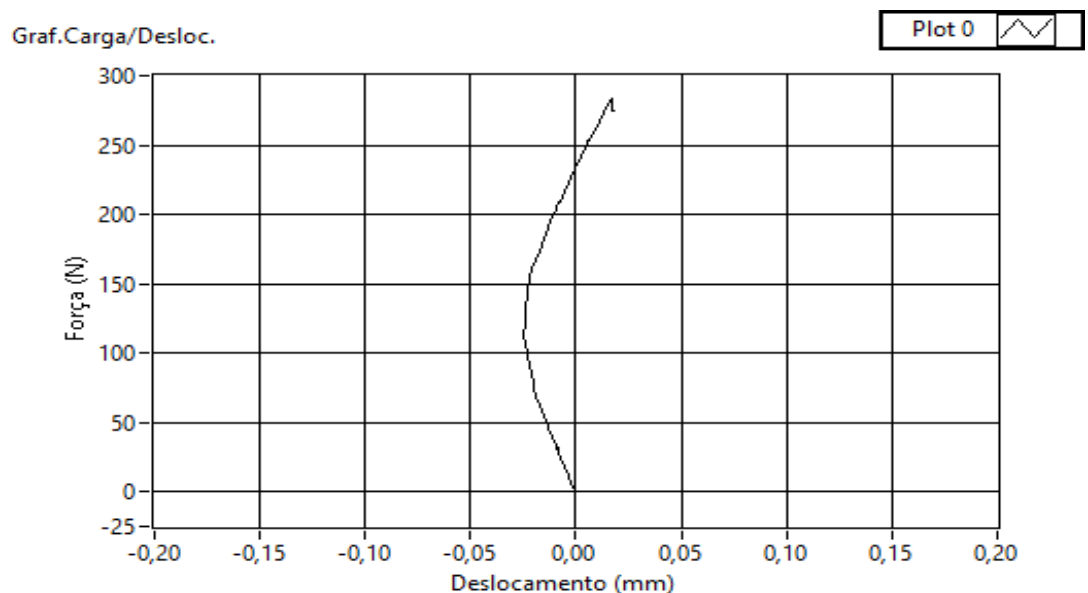


Figura 5.10 Gráfico de resultados do Ensaio 4 (ampliado)



## 5.5 – Conclusão

Os resultados obtidos nos vários ensaios mostraram que, um aumento de rigidez do calo ósseo se traduz numa diminuição dos deslocamentos registados pelo sensor. Através desses resultados conclui-se que, com o avançar da consolidação óssea as forças envolvidas no processo de carregamento, sobre o membro fracturado, são cada vez mais suportados pelo osso e menos pelo fixador externo, como tinha sido referido nos fundamentos teóricos do Capítulo 1.

A Figura 5.11 apresenta os resultados dos vários ensaios, onde se verifica o que acima foi referido.

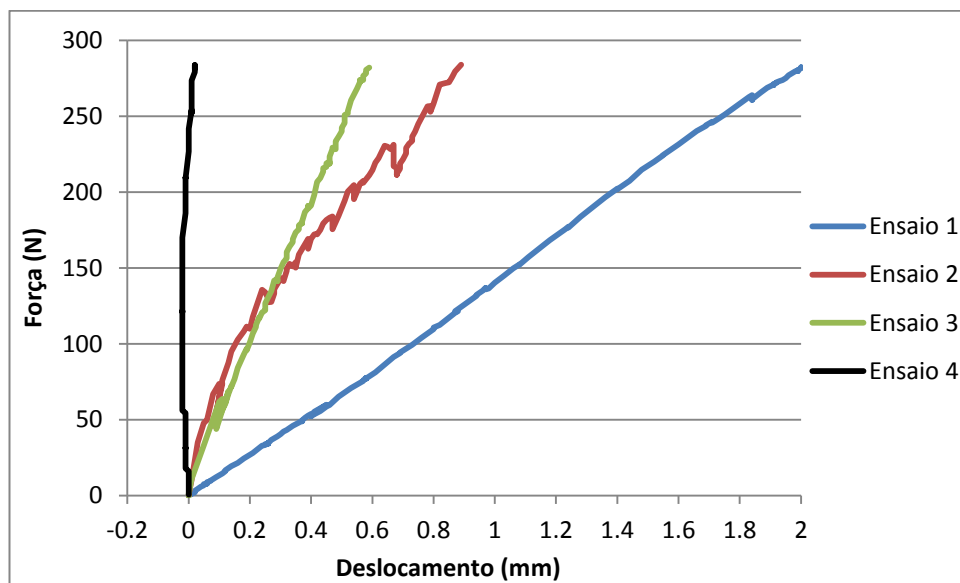


Figura 5.11 Sobreposição dos resultados dos ensaios 1, 2, 3 e 4

Estes resultados foram comparados com os dados obtidos a partir do modelo numérico (descrito no Capítulo 2) quando sujeitos a uma força de 282 *N*. Ambos os resultados estão contidos na Figura 5.12.

Os resultados, exibidos graficamente, contêm informação sobre os deslocamentos registados para diferentes níveis de consolidação óssea. No modelo numérico, como descrito no respectivo capítulo, o evoluir da consolidação foi traduzido por um aumento percentual do módulo de elasticidade da zona fracturada. No entanto, através dos ensaios práticos, apenas é conseguido obter informação sobre o aumento de rigidez geral de todo o conjunto (sensor e fixador externo), causado por um aumento de rigidez localizado da zona fracturada.

De modo a minimizar as diferenças dos dados obtidos pelas duas vias, considerou-se que, no caso dos ensaios experimentais, o aumento de rigidez percentual da zona fracturada, era dado pela diferença entre o declive da curva obtida no Ensaio 1 e o declive das curvas dos restantes

ensaios (declives dados por rectas de regressão linear). Deste modo, esperou-se determinar o incremento de rigidez provocado pela colocação dos diferentes materiais na zona de fractura.

Para o caso em que não se utilizou qualquer material na zona fracturada, os deslocamentos corresponderam a uma rigidez de 0%, enquanto o ensaio da porca metálica (Ensaio 4) correspondeu a uma rigidez de 100%.

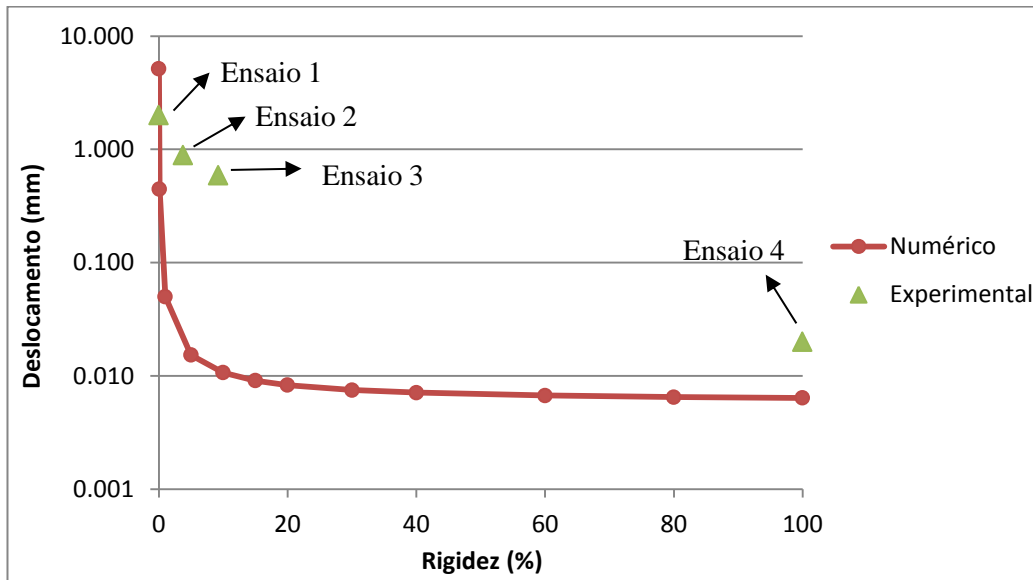


Figura 5.12 Comparação entre resultados numéricos e experimentais

O gráfico da Figura 5.12 apresenta, no eixo das ordenadas, uma escala logarítmica para melhor percepção da variação de valores. Os resultados obtidos pelas diferentes vias apresentam disparidades significativas, apresentando no entanto, um comportamento decrescente com o evoluir da rigidez.

As desigualdades apresentadas podem ter diversas origens. A metodologia adoptada para determinação da rigidez de cada material, inserido no modelo físico, pode ser um dos factores contributivos para essas desigualdades. Contudo, pressupõe-se que, as diferenças entre as condições em que se efectuaram os ensaios práticos e numéricos, foi o factor mais preponderante para este acontecimento.

Enquanto, os ensaios numéricos foram executados sob condições bem determinadas, onde não existia a presença de folgas na ligação entre componentes, a força foi aplicada segundo uma direcção bem definida durante toda a simulação e o modelo não sofreu acomodações das diferentes superfícies em contacto.

Durante a realização dos ensaios práticos de compressão, verificou-se que em todos eles existiu um acomodar das diferentes superfícies e também dos vários componentes da estrutura.

Esse efeito poderá estar na origem para o facto de os deslocamentos serem mais elevados nos ensaios práticos (à excepção da rigidez de 0%) associados a uma menor rigidez por parte do modelo físico. No entanto, essa menor rigidez pode ser interpretada como “falsa” elasticidade provocada pela acomodação do sistema.

Outro aspecto que deve ser tido em consideração são as diferenças existentes entre o osso modelado numericamente e o osso do modelo físico. Apesar das simplificações utilizadas na modelação dos componentes ósseos, foram usadas características mecânicas de um osso real. Enquanto o modelo presente em laboratório ostentava a réplica de um osso num material muito diferente do material biológico dos ossos humanos e com características mecânicas diferentes das utilizadas no modelo numérico.



## **6 – CONCLUSÃO E DESENVOLVIMENTOS FUTUROS**

A presente dissertação centrou-se no estudo de aparelhos utilizados no tratamento de patologias de origem ortopédica, nomeadamente nos aparelhos de fixação externa, e no desenvolvimento de um sensor capaz de monitorizar todo o processo de cicatrização associado a esse método de tratamento.

Uma primeira aproximação, de natureza computacional, auxiliou o estudo comportamental do fixador externo existente no laboratório de mecânica estrutural, a fim de se apurar os melhores pontos para a colocação do sensor. Aqui se concluiu que, quanto mais próximo do osso, maiores são os deslocamentos relativos entre os componentes superiores e inferiores. Decidiu-se ainda, para este caso, fixar o sensor nos cravos roscados do fixador externo para maximizar os deslocamentos segundo uma única direcção (direcção da força aplicada ao sistema).

O grande potencial e precisão, oferecido pelo uso de extensómetros, fizeram deles o método de medição escolhido. A peça no qual foram colados foi igualmente estudada no âmbito deste projecto, ficando sujeita a um processo sequencial de melhoramentos onde se examinou a influência do tipo de material e da geometria a adoptar, com a finalidade de satisfazer as exigências inerentes a este projecto.

Através de ensaios computacionais e experimentais foi possível concluir que, um anel de latão, com as dimensões e características presentes na Figura 3.25, seria capaz de satisfazer tais exigências, após sofrer uma deformação prévia de 4 *mm* (num ensaio de compressão) que permitiu, através do fenómeno de encruamento, aumentar a gama de deslocamentos em regime linear elástico.

Já no aparelho de fixação externa, o sensor revelou-se capaz de captar e monitorizar a evolução do processo regenerativo do calo-ósseo. Para esta conclusão, foram unicamente realizados ensaios práticos, de origem uniaxial, num modelo físico (presente no laboratório) que pretende retractar a montagem de um fixador externo de Ilizarov, num osso humano.

Revelando o sensor capacidade de estudo da evolução do processo de restabelecimento da deformação óssea, sugere-se a sua aplicação em casos reais, de forma a introduzir eventuais medidas correctivas que visem aperfeiçoar o seu funcionamento.

Em ocasiões futuras e para que a utilização do sensor seja possível realizar de forma prática, durante a sua utilização nos estímulos ósseo-regenerativos, este deverá conter um sistema de alimentação portátil (como por exemplo, um sistema alimentado por uma pilha), de modo a permitir um sistema livre de fios. Deverá ainda estar integrado num sistema que indique se os deslocamentos provocados estão, ou não, dentro dos limites desejados para uma boa contribuição no processo regenerativo do osso fracturado.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] B. Spiegelberg, T. Parratt, S. K. Dheerendra, W. S. Khan, R. Jennings, and D. R. Marsh, "Ilizarov principles of deformity correction.," *Ann. R. Coll. Surg. Engl.*, vol. 92, no. 2, pp. 101–5, Mar. 2010.
- [2] P. Rosa, "Fisioterapia como adjuvante ao tratamento da união óssea retardada," UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL FACULDADE DE VETERINÁRIA, 2012.
- [3] "Bone auto-regeneration." [Online]. Available: <http://myeclinik.com/>. [Accessed: 11-May-2015].
- [4] K. Seide, N. Weinrich, M. E. Wenzl, D. Wolter, and C. Jürgens, "Three-dimensional load measurements in an external fixator.," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 9, pp. 1361–9, Sep. 2004.
- [5] A. Wentzensen, T. Schmickal, and J. von Recum, "Stiffness measurement of the neocallus with the Fraktometer FM 100," *Arch Orthop Surg*, vol. 125, pp. 653–659, 2005.
- [6] E. Battaloglu and D. Bose, "The history of Ilizarov," *Trauma*, vol. 15, no. 3, pp. 257–262, Jun. 2013.
- [7] N. C. Lopes, C. Escalda, and C. Villacreses, "UTILIZAÇÃO DA METODOLOGIA DE ILIZAROV NO TRATAMENTO DE DEFORMIDADES AXIAIS ASSOCIADAS A ENCURTAMENTO E ALTERAÇÕES ROTACIONAIS DOS MEMBROS INFERIORES," Almada, 2007. [Online]. <https://sites.google.com/site/sothgo1/Trabalhos-Cientificos/papers-about-ilizarov-methodology>. [Accessed: 05-Nov-2014].
- [8] D. K. Lee, E. T. A. Duong, and D. G. Chang, "The Ilizarov method of external fixation: current intraoperative concepts.," *AORN J.*, vol. 91, no. 3, pp. 326–37; quiz 338–40, Mar. 2010.
- [9] I. ANSYS, "ANSYS Mechanical APDL Feature Archive," vol. 15317, no. October. Canonsburg, U.S.A., 2007.
- [10] "ASM Material Data Sheet AISI 316L," 2015. [Online]. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MQ316P>. [Accessed: 05-Jan-2015].
- [11] U. Winter, "Simulating the Adaptive Remodeling of Bone in Response to Mechanical Influences using ANSYS," *ansys.mobi*, p. 19.
- [12] L. Claes, P. Augat, G. Suger, and H. Wilke, "Influence of Size and Stability of the Osteotomy Gap on the Success of Fracture Healing," *J. Orthop. Res.*, vol. 15, pp. 0–7, 1997.

- [13] K. V. Santhosh and B. K. Roy, "A Smart Displacement Measuring Technique Using Linear Variable Displacement Transducer," *Procedia Technol.*, vol. 4, pp. 854–861, 2012.
- [14] K. Boving, *Non-destructive examination methods for condition monitoring*, Knud G. Bo. London, 1989, pp. 295–301.
- [15] K. Hoffmann, *An Introduction to Measurements using Strain Gages*. Darmstadt: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, 1989, p. 257.
- [16] Nathan H. Cook and Ernest Rabinowicz, *Physical Measurement and Analysis*. EUA: Addison-Wesley, 1963.
- [17] A. Urgueira, "Fundamentos de Extensometria Eléctrica - Manual de Apoio," Almada, FCT-UNL, 2006.
- [18] R. a. B. Almeida, D. C. Vaz, A. P. V. Urgueira, and a. R. Janeiro Borges, "Using ring strain sensors to measure dynamic forces in wind-tunnel testing," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 185, pp. 44–52, Oct. 2012.
- [19] S. Karabay, "Design criteria for electro-mechanical transducers and arrangement for measurement of strains due to metal cutting forces acting on dynamometers," *Mater. Des.*, vol. 28, no. 2, pp. 496–506, Jan. 2007.
- [20] S. Yaldiz and F. Ünsaçar, "A dynamometer design for measurement the cutting forces on turning," *Measurement*, vol. 39, no. 1, pp. 80–89, Jan. 2006.
- [21] matweb.com, "AISI Type 304 Stainless Steel," 2015. [Online]. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MQ304A>. [Accessed: 27-Jan-2015].
- [22] "Brass Mechanical Properties." [Online]. Available: <http://www.ezlok.com/TechnicalInfo/MPBrass.html>. [Accessed: 31-Jan-2015].
- [23] R. C. Polac, D. M. Nascimento, and A. S. Neto, "PROJETO E OTIMIZAÇÃO DE UMA BALANÇA DE CARGA PARA TÚNEIS DE VENTO COM BAIXA VELOCIDADE," Uberlândia, 2006.
- [24] Filipe César Fonseca Santos, "Projecto e Construção de Sensores de Carga e Deslocamento," Faculdade Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, 2011.
- [25] J. Rodrigues and P. Martins, *Tecnologia Mecânica*, 2nd ed. Lisboa: Escolar Editora, pp. 143–378.
- [26] S. Rao, *Vibrações Mecânicas*, 4th ed. Pearson, 2009, p. 448.



# ANEXO A – PROGRAMA LABVIEW

